

Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik  
der Universität Erlangen - Nürnberg

Direktor: Professor Dr. med. W. D. Keidel

---

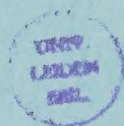
# Ist für die Registrierung des Muskeltonus die Ultraschalltechnik anwendbar?

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von  
Norbert Fröhner  
aus Nördlingen

1903

1083 00 654



Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik  
der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Professor Dr. med. W. D. Keidel

---

# Ist für die Registrierung des Muskeltonus die Ultraschalltechnik anwendbar?

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von  
Norbert Fröhner  
aus Nördlingen

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät  
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf  
Referent: Prof. Dr. E. David  
Korreferent: Prof. Dr. W.-D. Keidel

Tag der mündlichen Prüfung: 21.11.1983

## VORBEMERKUNG

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Frage, ob die aus Medizin und Technik nicht mehr wegzudenkenden Untersuchungsmethoden mit Hilfe der Ultraschalltechnik, auch zur Messung des Muskeltonus herangezogen werden können. Dabei wird mehrfach auf die parallel dazu und in enger Übereinstimmung entstandene Dissertation von G. KIND:

"Die Muskeltonusmessung mit Hilfe der Ultraschall-Laufzeit im Vergleich zur Veränderung der Ruhedehnungskurve in Erfassung mit mechanischen Mitteln und der Impedanz"

hingewiesen, in der näher, als es hier geschehen konnte, auf anatomische, biochemische und physiologische Aspekte der Tonusmessung eingegangen wird.

Beide Arbeiten sind daher im Zusammenhang und als Ergänzung zueinander zu sehen.



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41546202\\_0031](https://archive.org/details/IA41546202_0031)

## INHALTSVERZEICHNIS

|                                                                                                                     |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 1. Einführung und Begriffsbestimmung                                                                                | 1   |
| 2. Die Frage der Reproduzier- u. Vergleichbarkeit gemessener Tonuswerte verschiedener Probanden                     | 3   |
| 3. Vorschlag einer Mechanik, die einen standardisierten Versuchsablauf bei vergleichenden Tonusmessungen ermöglicht | 21  |
| 4. Standardisierung des Versuchs- bzw. Untersuchungsverlaufes                                                       | 41  |
| 5. Einige Methoden zur Tonusmessung                                                                                 | 46  |
| 6. Grundüberlegungen zur Tonusmessung mit Ultraschall                                                               | 47  |
| 7. Grundsätzliche Überlegungen zur US-Technik                                                                       | 50  |
| 8. Ausbreitung des Ultraschalls                                                                                     | 56  |
| 9. Wahl des Frequenzbereiches                                                                                       | 60  |
| 10. Beschreibung der Versuchsanordnung                                                                              | 63  |
| 11. Die mechanische Ankopplungsanordnung                                                                            | 72  |
| 12. Muskelmorphologie, -physiologie und -biochemie                                                                  | 81  |
| 13. Proteinverteilung im Muskel                                                                                     | 90  |
| 14. Muskel und Elastizitätsmodul                                                                                    | 94  |
| 15. Ultraschallfeld im Muskel                                                                                       | 96  |
| 16. Schalleitung auf molekularer Ebene                                                                              | 101 |
| Resümee                                                                                                             | 104 |
| Ausblick                                                                                                            | 110 |
| Literatur                                                                                                           | 111 |
| Anhang                                                                                                              | 117 |



## 1. Einführung und Begriffsbestimmung

In der Literatur ist eine Vielzahl von Methoden angegeben, den Muskeltonus meßtechnisch zu erfassen. Bevor auf einzelne Verfahren eingegangen wird, erscheint es nötig, den Begriff "Muskeltonus" zu präzisieren und auf die vorgegebene Aufgabe abzustimmen, da verschiedene Autoren diese Formulierung unterschiedlich interpretieren:

- (1) S.116: "Bei perkutaner Ableitung der Muskelaktionspotentiale am wachen Organismus findet man, daß auch bei völliger Muskelruhe in unregelmäßigen Zeitabständen Aktionspotentiale auftreten. Die Zahl der im Zeitmittel aktiven Fasern ist klein, infolgedessen entwickeln die Muskeln weder Spannung, noch verkürzen sie sich. Lediglich ihre Grundspannung ist höher als bei völliger Innervationsruhe, z.B. vor Nervdurchschneidung. Diese erhöhte Grundspannung infolge des schwachen, aber ständigen Erregungseinstromes bezeichnet man als MUSKELTONUS."
- (2) "TONUS: Kontinuierlicher Spannungszustand der Muskulatur, der vom extrapyramidalen System maßgebend beeinflusst wird."
- (3) S.183: "Der übliche Begriff MUSKELTONUS meint den innervatorisch bewirkten Aktivitätsgrad der Muskulatur, der teilweise durch supraspinale Antriebe der Alpha-Motoneurone, teilweise aus den Muskelspindeln über den Eigenreflexbogen unterhalten wird."
- (4) S. 38: "Auch die Kontraktion sog. TONUSFASERN (..) ist eine Kontraktur. Sie beantworten einen Reiz nicht mit einer Alles-oder Nichts-Zuckung, sondern kontrahieren sich nach Maßgabe der Depolarisation. Der allgemeine TONUS (REFLEXTONUS) der Skelettmuskulatur hingegen wird durch normale AP an einzelnen motorischen Einheiten verursacht. Dabei sind keine Einzelzuckungen sichtbar, da die motorischen Einheiten wechselweise (asynchron) erregt werden. Besonders die Haltemuskeln sind auch bei scheinbarer Ruhe in diesem unwillkürlichen Spannungszustand, der über Reflexe geregelt wird und z.B. bei erhöhter Aufmerksamkeit zunimmt."

- (5) 12.32: "Trotz vieler Bemühungen ist es bis heute nicht gelungen, dem Wort "MUSKELTONUS" eine klare und eindeutige begriffliche Definition zu geben, nach der man sich in Physiologie und Medizin zu richten hätte. In der Klinik wird häufig jeder Spannungszustand eines nicht willkürlich innervierten Muskels als TONUS bezeichnet, unabhängig davon, wie er zustande kommt."

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Frage, ob der Muskeltonus mit Hilfe einer Einrichtung meßbar ist, die auf der Registrierung der Änderung der Geschwindigkeit bzw. Laufzeit beruht, die eine Schallwelle erfährt, wenn sich die physikalischen Eigenschaften des durchlaufenen Mediums verändern.

Wenn im folgenden von "MUSKELTONUS" oder kurz von "TONUS" gesprochen wird, so ist dieser Begriff unter dem Gesichtspunkt der Untersuchungsmethode zu sehen, was die Definition hier erleichtert.

Vorher soll eine weitere Vereinfachung vereinbart werden: Im Zusammenhang dieser Arbeit sind, wenn kurz von "MUSKEL" gesprochen wird, stets die Muskelgruppen des Oberarmes, also die Mm. biceps und triceps brachii zu verstehen, also quergestreifte Skelettmuskulatur.

Weiter beschreibt hier der Begriff "TONUS" einen Zustand des Muskels, der sich - wie auch immer - von seiner Grundspannung unterscheidet.

Ferner sei die Definition eingeführt, daß "GRUNDSPANNUNG" der Zustand sei, den der Muskel in einem Moment innehat, in dem keine Pulswelle durch ihn läuft und kein Aktionspotential eintrifft, während er zwischen seinen Insertionsstellen im Ruhestand ohne Krafteinwirkung eingespannt ist, sich also in einer für eine Kontraktion günstigen Vordehnung, physiologischen und habituellen Stellung befindet. Also ein

völlig ruhiger, entspannter M. biceps brachii, bei unterbundener Blutzufuhr und durchtrenntem Nervus musculocutaneus beispielsweise.

Als "RUHETONUS" wäre dann derselbe Zustand mit intakter Nervenverbindung zu bezeichnen.

## 2. Die Frage der Reproduzier- u. Vergleichbarkeit gemessener Tonuswerte verschiedener Probanden

Um vergleichende Untersuchungen bei verschiedenen Probanden anstellen zu können, ist es unerlässlich, einen geeigneten Bezugspunkt zu definieren. Für die Muskeltonusmessung wäre dieser Bezugspunkt die oben definierte Grundspannung. Da eine Nervdurchtrennung ausscheidet, bietet sich rein theoretisch an, perkutan am wachen Organismus die Aktionspotentiale, die in Ruhe unregelmäßig und vereinzelt auftreten zu registrieren und die Pulswellen entweder zu unterbinden oder ebenfalls aufzuzeichnen. Als Grundspannung und damit als Bezugspunkt für die weiteren Messungen wäre dann der Zustand anzusehen, wenn gerade keine Pulswelle und kein AP im durch die Tonusmessung erfassten Gebiet auftreten.

Beispielsweise könnten die Ausgänge der Puls-u. AP-Sensoren über eine Logikgatteranordnung verknüpft werden, deren Ausgangssignal automatisch die Tonusmessung zum richtigen Zeitpunkt startet, wobei die eigentliche Messung natürlich sehr schnell vor sich gehen muß. Messungen der mechanischen Eigenschaft des Muskels genau zu diesen Zeitpunkten würden also Werte ergeben, die reproduzierbar wären. Daß dabei der physische Zustand des Probanden am jeweiligen Untersuchungstag keine signifikanten Abweichungen ergibt, beweist die Reproduzierbarkeit des Adduktionspunktes bei der Methode der

schädel- u. gelenkbezogenen Registrierung der habituellen Schlußbißlage nach dem ALL-ORAL-VERFAHREN von HOFMANN (6).

Ein Schaltungsvorschlag, mit dem die Pulswelle registriert werden kann, ist im Anhang wiedergegeben. Er basiert darauf, daß sich mit der Blutdruckänderung auch die Lichtdurchlässigkeit des Gewebes ändert (50). Dies wird durch einen Sensor registriert, der aus einem Glühlämpchen La 1 und einer Fotodiode D 1 besteht. Beide sind an einem Clip angebracht, den man beispielsweise am Ohrläppchen oder einer Fingerkuppe befestigt. IC 1 und IC 2 verstärken die Ausgangsspannung der Fotodiode und steuern N 3 an, das bei jedem Herzschlag einen Impuls erzeugt. Über eine MMV-Schaltung kann ein kleiner Lautsprecher angesteuert werden, der eine akustische Kontrolle des Herzschlages und des richtigen Sitzes des Clips ermöglicht. Weiterhin kann der Impuls dazu verwendet werden, über eine Zählerschaltung die Pulsfrequenz zu messen und den Zeitpunkt der eigentlichen Tonusmessung festzulegen.

Dies könnte so geschehen, daß nach einer bestimmten Zeitverzögerung, die abhängig von Registrierort, Pulswellengeschwindigkeit (ca. 4 m/s), Herzfrequenz und einem "Sicherheitsfaktor" eingestellt wird, eine Logikgatteranordnung am Ausgang einen "HIGH-LEVEL" erhält, der kurz vor Auftreten eines neuen Herzschlages auf "LOW" zurückschaltet. Während des "High-Zustandes" können dann Tonus bzw. Grundspannung gemessen werden.

Schematisch ist das in Abb. 1 dargestellt:

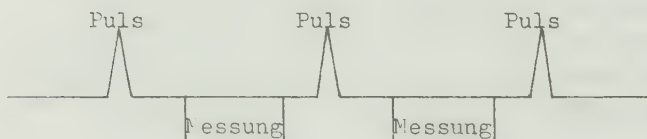


Abb. 1

Der Einbezug der Aktionspotentiale könnte theoretisch mit Hilfe der Elektromyographie geschehen, wie sie E. DAVID in (55) erwähnt, nämlich über perkutane Ableitung über großflächige Elektroden. An angegebener Stelle wird aber betont, daß die Auswertung Schwierigkeiten mit sich bringt, wenn sich die Messung nicht auf einzelne motorische Einheiten beschränkt.

Dazu soll in Vorwegnahme auf das Kapitel 12 etwas näher eingegangen werden. Nach (4) beträgt beim M. biceps brachii die Zahl der von einem Motoneuron versorgten Muskelfasern 700. Die Zahl der motorischen Einheiten des M. biceps beträgt ebenfalls etwa 700. Je mehr motorische Einheiten in einem Muskel erregt werden, desto mehr Kraft kann er entwickeln. Durch eine erhöhte Reizfrequenz ist der Muskel tetanisierbar - die Kraft einer einzelnen motorischen Einheit ist dadurch maximal etwa zu vervierfachen, wodurch auch dann noch die Muskelkraft variiert werden kann, wenn bereits alle motorischen Einheiten in die Kontraktion einbezogen sind.

HASSELBACH gibt dagegen an, daß der M. biceps 10 000 - 20 000 Muskelfasern enthält ( (1) S.18). Diese Zahl dürfte jedoch wesentlich zu niedrig liegen.

VOSS, HERRLINGER in (58), Bd. 1, S. 42 nennen dem entgegen ein bis zwei Millionen Muskelfasern für den M. biceps brachii. Drei Autoren geben also für die Zahl der Muskelfasern drei verschiedene Werte an: 10 - 20 Tausend, 490 Tausend und 1 - 2 Millionen. Für unsere prinzipiellen Erwägungen gehen wir von ca. 1 Million Fasern aus, was uns am realistischsten erscheint. Die genaue Zahl ist hier unerheblich.

BRECHT (5, S.12.27) führt zur Abstufung der Muskelkontraktionen in corpore folgendes aus:

"... Es lassen sich feine, bis zur Spitze isolierte Nadelelektroden in Muskeln von Menschen und Tieren einstechen und die extrazellulären Aktionspotentiale einzelner Muskelfasern bzw. motorischer Einheiten bei ihrer Tätigkeit ableiten. Man findet bei schwachen willkürlichen Muskelspannungen z.B. 5 - 10 Aktionspotentiale, bei stärkeren 10 - 20, die bei weiterer Anspannung noch frequenter werden, in langsamen Muskeln bis zu 30 - 50, bei schnellen bis zu 100 Impulsen pro Sekunde und mehr."

Ebenso wie E. DAVID in (55) erwähnt, schreibt BRECHT im Kapitel "Elektromyographie" a.a.O. weiter:

"... Die Amplitude des abgeleiteten Aktionspotentials ist um so größer, je näher die tätigen Muskelfasern der Ableitelektrode liegen und je mehr Muskelfasern einer motorischen Einheit erfaßt werden, deren synchrone Einzelpotentiale sich summieren (Summenpotentiale). Solche Aktionspotentiale verschiedener motorischer Einheiten haben aus diesen Gründen meist verschiedene Amplituden."

In der nachfolgenden Abb. 2 sind die Aktionspotentiale motorischer Einheiten bei steigender Spannung des Muskels (Sphincter ani vom Kaninchen) infolge zunehmender reflektorischer Innervation (von oberer zu unterer Reihe) dargestellt. Die Frequenz nimmt zu, während in der untersten Kurve eine neue, elektroden-nahe motorische Einheit hinzu aktiviert wird.

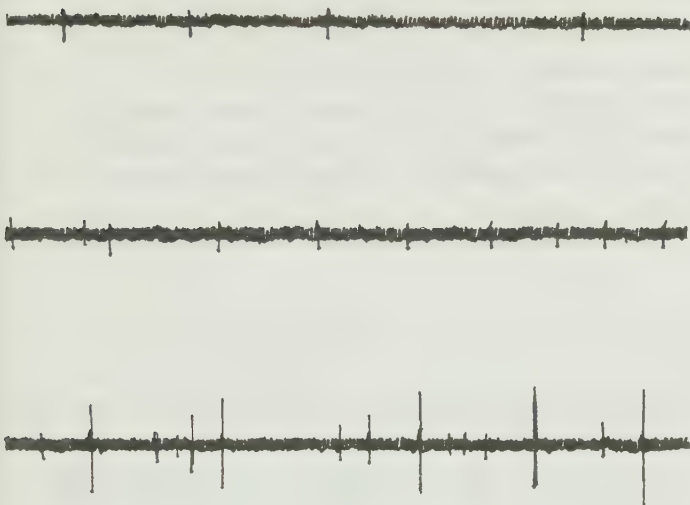


Abb. 2

Diese Registrierungen kamen durch extrazelluläre Ableitung mit feinen Nadelelektroden zustande.

In (59), S. 211 ff. sind Versuchsanordnungen und typische myographische Befunde bei perkutaner Ableitung mittels Silberelektrodenplättchen dargestellt. Hier zeigt sich, daß bei schlaff herunterhängendem Arm keine elektrische Aktivitäten auftreten.<sup>1</sup> Wenn der Arm ohne Belastung gebeugt und so

gehalten wird (Belastung nur durch das Unterarmgewicht), treten einzelne Aktionspotentiale auf. Zwischen den einzelnen Potentialen zeigt das zur Beobachtung eingesetzte Oszilloskop (Tektronix 502 A) ein gleiches Bild wie im absoluten Ruhezustand. Um den von E. DAVID und K. BRECHT angesprochenen Zustand der Abhängigkeit der Amplitude des Aktionspotentials von der Entfernung zur Ableitelektrode zu eliminieren, ließe sich eine Schaltungsanordnung denken, die anhand der nachfolgenden schematischen Zeichnungen erläutert werden soll:

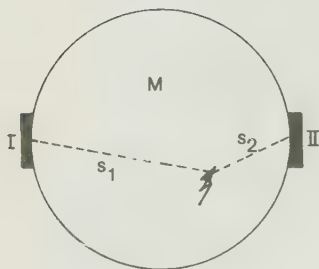


Abb. 3a

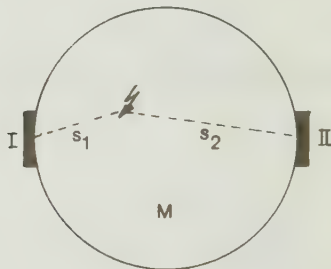


Abb. 3b

---

<sup>1</sup> Dies liegt unserer Meinung nach im Versuchsaufbau und in der Versuchssintention begründet. Auch bei völliger Ruhe müßten bei geänderter Anordnung Aktionspotentiale vereinzelt abzuleiten sein, eben diejenigen, die den eingangs definierten Ruhetonus hervorrufen.

Ein Aktionspotential, das in Abb. 3a durch einen Blitz im Muskel M symbolisiert ist, erzeugt an der Elektrode I einen Impuls, dessen Amplitude durch die elektromagnetische Dämpfung entlang des Weges S<sub>1</sub> geringer ist, als an der Elektrode II. In Abb. 3b ist es umgekehrt.

Würde man die Amplituden an beiden Elektroden gleichzeitig registrieren und sie addieren, so ergäbe sich theoretisch in beiden Fällen ein in etwa gleicher Weg. Die Zeitunterschiede sind aufgrund der Ausbreitungsgeschwindigkeit elektromagnetischer Impulse nicht relevant.

Aus den Abbildungen 3a und b ist jedoch schon zu ersehen, daß unterschiedliche Abstände der Aktionspotentiale von der gedachten gepunkteten Verbindungslinie beider Elektroden trotz Addition unterschiedliche Amplituden ergeben würden. Dies gilt natürlich auch in räumlicher Hinsicht. Dies könnte verbessert werden, indem jede Elektrode in 4 Quadranten aufgeteilt wird, deren "Empfangsspannungen" jeweils addiert werden. Die Gesamtpulse der rechten und die Gesamtpulse der linken Viertelelektroden werden dann nochmals addiert.

Auf die später zu besprechende Ankoppeleinheit des Ultraschallsystems angewandt könnte das so aussehen, daß entlang der Dichtflächen der Vorlaufstrecken N<sub>1</sub> und N<sub>2</sub> der Abb. 27b ringförmige Elektroden angebracht werden, die durch Isolierstücke in vier gleiche Teile aufgetrennt sind.

Die nachgeschalteten Verstärker sollten dann so ausgelegt bzw. ihre Eingangsempfindlichkeit so gewählt werden, daß nur Aktionspotentiale innerhalb des gedachten Zylinders zwischen beiden 4/4 - Elektroden registriert und addiert

werden. Die Anordnung der Elektroden ist in Abb. 4 skizziert.

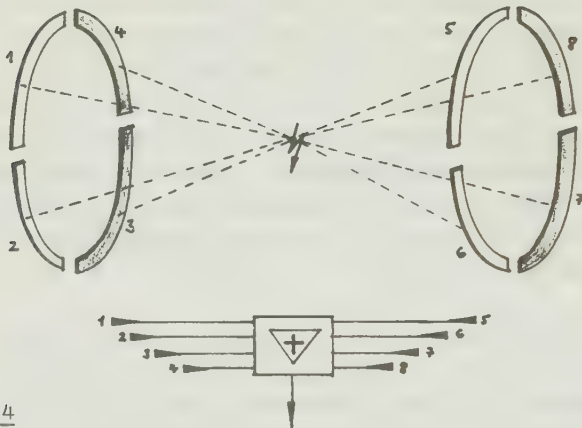


Abb. 4

Durch die Anordnung der symmetrischen Summierverstärker (48, S.46) müßte sich ein Aktionspotential immer mit etwa gleicher Amplitude darstellen, unabhängig vom Ort seiner Entstehung.

Eine Tonussteigerung bzw. überhaupt erst eine Änderung der mechanischen Eigenschaften des Muskels ist erst zu erwarten, wenn sich die Aktionspotentiale einzelner motorischer Einheiten überlagern bzw. synchron auftreten.

Dies äußert sich in den vorher angesprochenen einzelnen Spikes der EMG-Anordnungen. Als Kompromiß an die Versuchsanordnungen wäre dann hinsichtlich der Eingangsdefinition zu postulieren, daß der Zustand des Ruhetonus dann vorliegt, wenn die Amplituden dieser Summenaktionspotentiale bzw. Einzelaktionspotentiale einen bestimmten Schwellenwert nicht übersteigen. Ruhetonus wäre dann durch eine Messung

charakterisiert, die während der "Peakzeit" innerhalb des Schwellenbereiches (nach (59) durchschnittlich 8 ms) durchgeführt wird, während die Grundspannungsmessung in den dazwischenliegenden Pausen erfolgen müßte ("Mute"-Schaltung). Die vorher angesprochene Logik-Schaltung könnte dann etwa wie folgt aussehen:

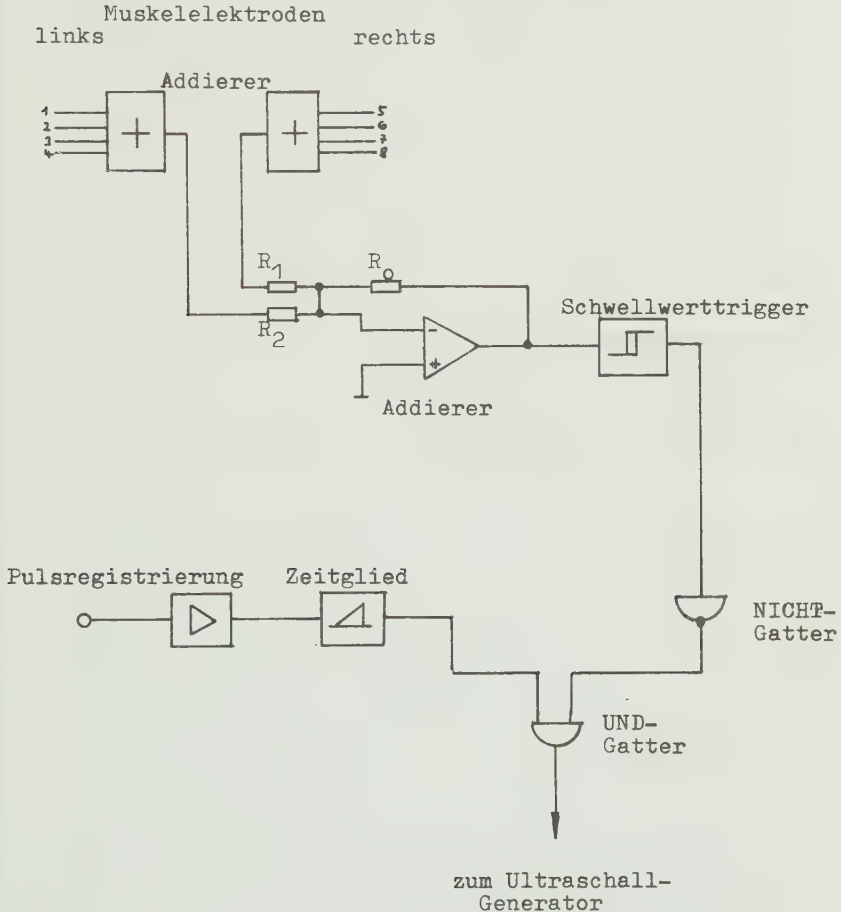


Abb. 5

Aus dem Gesagten geht schon hervor, daß diese Überlegungen rein in abstracto zu sehen sind. Die Definitionen werden durch die Kompromisse schwammig und uneindeutig, die kurze Meßdauer von 8 ms stellen an das Tonometer extrem hohe Anforderungen und auch die weitere Kritik von Seiten der physiologischen Zusammenhänge lassen den theoretischen Charakter dieser Überlegungen deutlich werden:

### 1. Pulsregistrierung

Die beschriebene Methode der Pulsregistrierung gibt zwar eindeutige Impulse analog der Herzfrequenz ab und ist auch sehr gut geeignet, die Pulsfrequenz zu bestimmen (Fehlerquote  $< 1$  bei 60 Schlägen/min), doch müssen die Druckverhältnisse im Muskel, die durch die Pulswelle verändert werden, berücksichtigt werden.

Der Druckverlauf in der Arteria brachialis ist in nachfolgender Abbildung dargestellt:

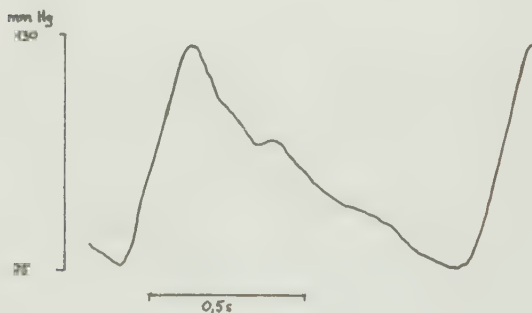


Abb. 6

Druckverlauf in der A. brachialis

Die Seitenäste der Arteria brachialis versorgen die Oberarmmuskeln und das Ellbogengelenk, wobei die Druckverläufe je nach Länge und Durchmesser variieren. Schon aus Abb. 6 wird ersichtlich, daß im Muskel praktisch nie ein konstanter Druck seitens der Blutversorgung zu erwarten ist. Während der theoretischen Meßzeit wie in Abb. 1 schematisch dargestellt, ändern sich also Volumen und Druck ständig. Es gibt keine Zustände von der Art: Puls - kein Puls - Puls - kein Puls. Bezüglich des Muskeltonus wird hier dann der Faktor relevant, den E. DAVID in (55) als elastischen Muskeltonus bezeichnet.

## 2. Aktionspotentiale

Wenn man von einem Muskelvolumen von etwa  $300 \text{ cm}^3$  ausgeht und für den M. biceps ca. 1 Million Muskelfasern annimmt, so befinden sich rein rechnerisch innerhalb des fiktiven Zylinders, der durch die 4/4 - Elektroden gebildet wird (bei einem Durchmesser von 3 cm und 6 cm Abstand), ungefähr 150 000 Muskelfasern. Bei einer Innervationsrate von 700 wären das etwa 200 motorische Einheiten. (Das entspricht auch in etwa den in (4) gemachten Angaben von 700 motorischen Einheiten für den ganzen M. biceps brachii.)

Das Problem liegt auf der Hand. Wann kann man sagen, daß kein AP auftritt, werden überhaupt alle Impulse, die die motorischen Einheiten erreichen registriert, wie wirken sich Ruhepotential, Hyper-, De-, Um- und Repolarisation bzw. die Potentialdifferenzen bei zeitversetzten Aktionspotentialen gegeneinander aus usw.?

So sehr die Praxis und Durchführbarkeit der Untersuchungsmethoden eine schnelle und problemlose Normierung erfordern,

erscheint es aus diesen Gründen für die in qualitativer und quantitativer Hinsicht vergleichende Tonusmessung momentan am praktikabelsten, bei der für die Normierung unumgänglichen Grundspannungs- und Ruhetonusregistrierung die Pulswelle völlig zu unterbinden und die Nervenzuführung in geeigneter Weise - etwa durch Leitungsanästhesie - zu blockieren.

Werden anschließend die - in wie auch immer gearteter Weise gewonnenen - Grundspannungs- und Ruhetonuswerte gleichgesetzt, z.B. als Nulllinie, so sind direkte Vergleiche verschiedener Probanden möglich, indem man die weiteren Messungen beim aktivierten Muskel auf diese Nulllinie bezieht.

An eine Meßanordnung zur Muskeltonusmessung muß daher die Forderung gestellt werden, in der Lage zu sein, diese Grundspannung zu registrieren, um die nachfolgende Messung quantifizierbar zu machen.

Weiter muß gefordert werden, daß die Meßanordnung anatomische bzw. individuelle Unterschiede des Muskelbaus, wie das Verhältnis Haut/Fettgewebe/Muskelmasse usw. verschiedener Versuchspersonen in den Meßvorgang einbezieht, wenn vergleichende Untersuchungen durchgeführt werden sollen.

Bevor eine Mechanik vorgeschlagen wird, die vergleichende Messungen unter verschiedenen variierenden Bedingungen bei wechselnden Probanden ermöglicht, soll etwas näher auf die mechanischen Eigenschaften des Skelettmuskels eingegangen werden.

Ein isolierter Muskel läßt sich um 150 % und mehr seiner Ausgangslänge dehnen, wobei er sich am Anfang stark und mit zunehmender Belastung (z.B. durch verschiedene Gewichte) immer weniger dehnt, bzw. er entwickelt bei Dehnung am Anfang wenig und später immer mehr Spannung. Diese Dehnungskurve ist gekrümmt, d.h. der Elastizitätsmodul  $E$  ist am Anfang klein und wird gegen Ende der Dehnung groß.<sup>1</sup>

Der Elastizitätsmodul wird durch das Verhältnis Spannungszuwachs zu Dehnung beschrieben. Der gekrümmte Verlauf der Spannungs-Längen-Kurve nach Abb. 7 zeigt, daß der Muskel nicht dem Hookschen Gesetz folgt, nach dem Spannung und Dehnung proportional sind.

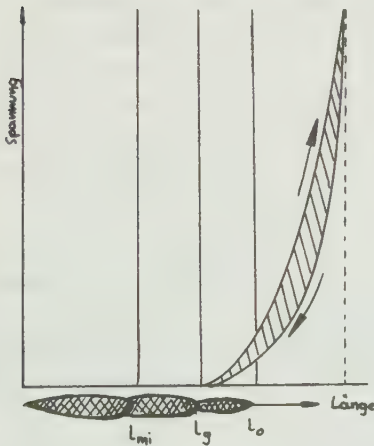


Abb. 7

Dehnung (obere) und  
Entdehnung (untere  
Kurve) des Muskels.

$l_{mi}$  = minimale Länge,  
auf die sich ein  
isolierter Mus-  
kel zusammenzieht

$l_g$  = Beginn der messbar-  
en Spannungsent-  
wicklung

$l_o$  = mittlere Ruhelänge  
in corpore

schematisch nach (5)

<sup>1</sup> Der Begriff "Elastizitätsmodul" soll hier vorerst so stehen bleiben, auf seine Interpretation im Hinblick auf die Tonusmessung mit Ultraschall wird im Abschnitt 14 näher eingegangen.

Dehnungs- und Entdehnungskurve decken sich nicht, was nach BRECHT auf die "innere Reibung" zurückzuführen ist (gestricheltes Feld). Dies führt zu der Annahme, daß im Muskel eine Hintereinanderschaltung von elastischen Elementen mit geringer Dämpfung (vergleichbar einer Feder) und stark gedämpften viskös-plastischen Elementen besteht. Wahrscheinlich sind die kontraktile Elemente mehr plastisch und bestimmen die leichte Dehnbarkeit des Muskels im Bereich geringer Längen.

Der von der sog. Gleichgewichtslänge  $l_g$  ansteigende Dehnungswiderstand beruht vermutlich darauf, daß jetzt erst der Dehnungswiderstand elastischer Strukturen hinzukommt, die sich entweder außerhalb der einzelnen Muskelfasern (z.B. Sarkolemm, Bindegewebe) oder anderen noch unbekannten Strukturen befinden.

Ein Modell soll dies veranschaulichen, das aus elastischen, viskös-elastischen und viskösen Bauteilen (Bremsscheibe in Flüssigkeit) besteht:

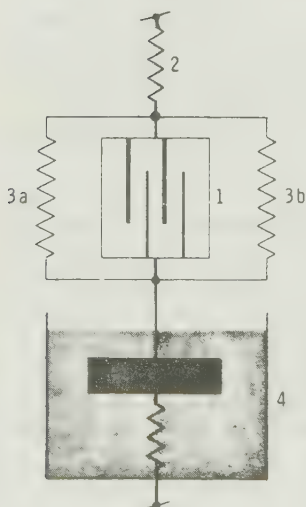


Abb. 8 (nach (5))

- 1 = kontraktile Elemente
- 2 = serienelastische Komponente
- 3a & 3b = parallelelastische Komponenten (Bindegewebsfäden um die Muskelfaser und Sarkolemm)
- 4 = viskös-elastische Komponente in Serie (die visköse Komponente ist z.B. im zähflüssigen Sarkoplasma zu suchen)

Ein Muskel ist auch in entspannter Ruhelage zwischen seinen Insertionsstellen gedehnt und zieht sich deshalb beim Ablösen seiner beiden Sehnenansätze zusammen. (Vergl. Abb. 7) Wird in dieser in-vitro-Anordnung mit einem Reizgenerator ein Impuls auf den Muskel gegeben, so entwickelt er wenig Spannung. Wird er nun langsam passiv gedehnt, steigt die bei der Kontraktion entwickelte Spannung bis zu einem Maximum an, die bei noch stärkerer Vordehnung wieder abnimmt und am sog. "Punkt der absoluten Muskelkraft" Null wird. Dieses Verhalten läßt sich mit der Theorie der gleitenden Filamente erklären, auf die näher im Abschnitt 12 eingegangen wird.

Keine aktive Muskelkraft tritt mehr auf, wenn die Ruhelänge 60 % der in-corpore-Länge unter- und 150 % überschreitet.

Im Organismus werden diese Werte wegen des begrenzten Freiheitsgrades der Gelenke nie erreicht. Die in-corpore-Werte liegen bei max. ca. 10 % Über- bzw. Unterdehnung der mittleren Länge. Die Beziehung zwischen Länge und Spannung des Muskels in Ruhe und tetanischer Kontraktion zeigt Abb. 9:

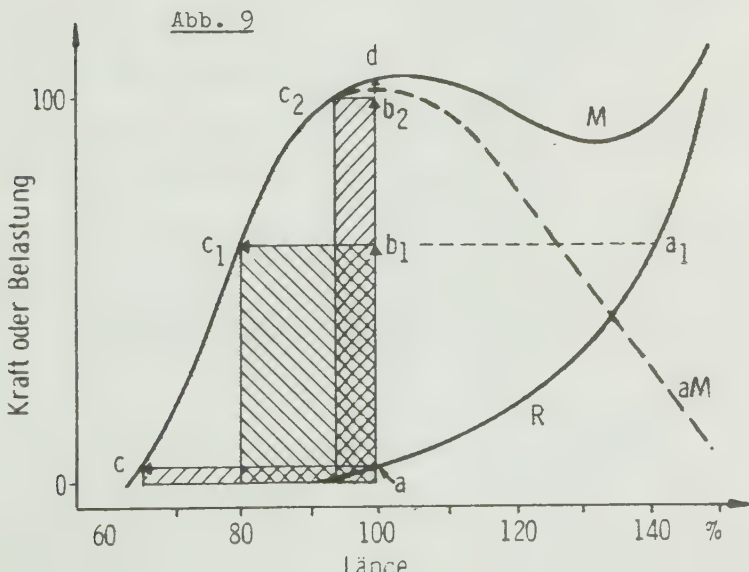


Abb. 9: Beziehung zwischen Länge und Spannung des Muskels  
in Ruhe und tetanischer Kontraktion (vgl. auch Abb. 7)

Abszisse: Länge in % der in-corpore-Länge ( $l_0 = 100 \%$ )

Ordinate: Spannung (isometrisch entwickelte Kraft)  
oder Belastung (Gewicht, durch das der  
Muskel gedehnt wird und das er isotonisch  
anhebt) in % von  $P_{\max} = 100$

R = Ruhedehnungskurve

M = Kurve der isometrischen Maxima (angenähert auch die Kurve  
der isotonischen Maxima)

aM = Kurve der aktiven Kraftentwicklung (M minus R)

a = Punkt auf der Ruhedehnungskurve, von dem aus vier  
Kontraktionen ausgeführt werden:

- ac : maximale isotonische Kontraktion ohne Unterstützung
- ab<sub>1</sub>c<sub>1</sub> : maximale isotonische Kontraktion mit Unterstützung  
unter einer Belastung von 60 % von  $P_{\max}$ . Der Muskel  
muß erst eine Kraft, die dem Gewicht gleich ist,  
entwickeln, (isometrische Phase ab<sub>1</sub>) dann ver-  
kürzt er sich isotonisch (b<sub>1</sub>c<sub>1</sub>), wodurch die  
Last gehoben wird. Die dabei jeweils geleistete  
Arbeit ist durch das zugehörige schraffierte  
Rechteck dargestellt.
- ab<sub>2</sub>c<sub>2</sub> : Kontraktion unter einer Belastung von 97 %  $P_{\max}$ .  
Die geleistete Arbeit ist kleiner als bei der  
Kontraktion ab<sub>1</sub>c<sub>1</sub>.
- ad : reine maximale isometrische Kontraktion.

Bei der Kontraktion ac wird die Ausgangslänge  
durch eine kleine Belastung festgelegt.

- nach (5) -

In der Abb. 9 sind vier Kontraktionen eingezeichnet, eine mit geringer Hublast (isotonisch), je eine mit mittlerer und großer Hublast (fast isometrisch) und schließlich eine rein isometrische Kontraktion.

Die durch die Rechtecke dargestellte jeweils geleistete Arbeit bei den isotonischen Kontraktionen erreicht bei einer mittleren Hublast ein Optimum.

Soweit die Verhältnisse bei einem isolierten Muskel, dem durch ein an seinem Ende befestigtes Gewicht Hubarbeit abverlangt wird. Der M. biceps in vivo, der eine Last zu heben hat, stellt sich unter modifizierten Bedingungen nach Abb. 10 dar:

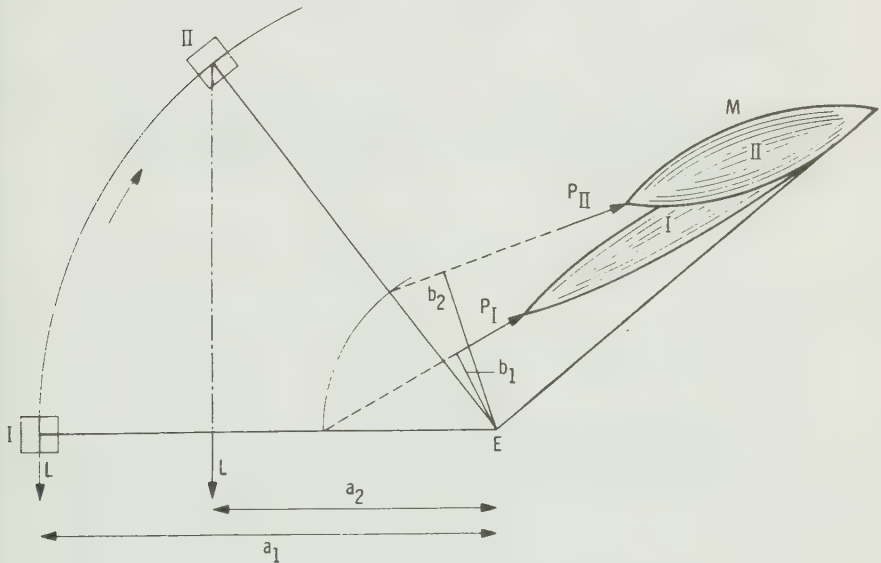


Abb. 10

zu Abb. 10:

Bei der Verkürzung des Muskels M von Stellung I nach Stellung II wird das Drehmoment der Last L bezüglich des Drehpunktes D zunehmend kleiner, da der Hebelarm der Last L von  $a_1$  auf  $a_2$  abnimmt. Das am Drehpunkt D ausgeübte Drehmoment der Muskelkraft  $P_I$  bzw.  $P_{II}$  wird dagegen infolge der Verlängerung des Hebelarmes von  $b_1$  auf  $b_2$  zunehmend größer. Die Muskelverkürzung ist aus Gründen der besseren Übersicht zu groß gezeichnet. (5)

Wird die Last L so bemessen, daß sie der Muskel in der Ausgangslänge  $l_0$  gerade etwas heben kann (fast maximale Spannungsentwicklung), resultiert bei der Kontraktion eine Verkürzung, bei der Last und Kraft gegen Null gehen. Die gesamte von der Längen-Spannungs-Kurve umschlossene Fläche stellt dann das theoretisch mögliche Arbeitsmaximum dar.

Diese Winkelhebel-Drehmomentbeziehung wird bei der nachfolgend beschriebenen Anordnung unserer Meßeinheit modifiziert angewandt.

3. Vorschlag einer Mechanik, die einen standardisierten Versuchsablauf bei vergleichenden Tonusmessungen ermöglicht

Ohne vorläufig auf die Methode der Tonusmessung selbst einzugehen, sei nun eine Mechanik vorgeschlagen, die eine vergleichende Messung unter verschiedenen variierenden Bedingungen bei wechselnden Probanden ermöglicht.

Prinzip dabei ist, die Zustandsänderungen des Muskels bei Ruhedehnung, isotonischer und isometrischer Kontraktion fortlaufend zu registrieren, auch mit der Zielvorstellung, evtl. pathologische Veränderungen zu dokumentieren und verifizierbar zu machen.

Die dabei zur Verwendung kommende Mechanik ist relativ simpel:

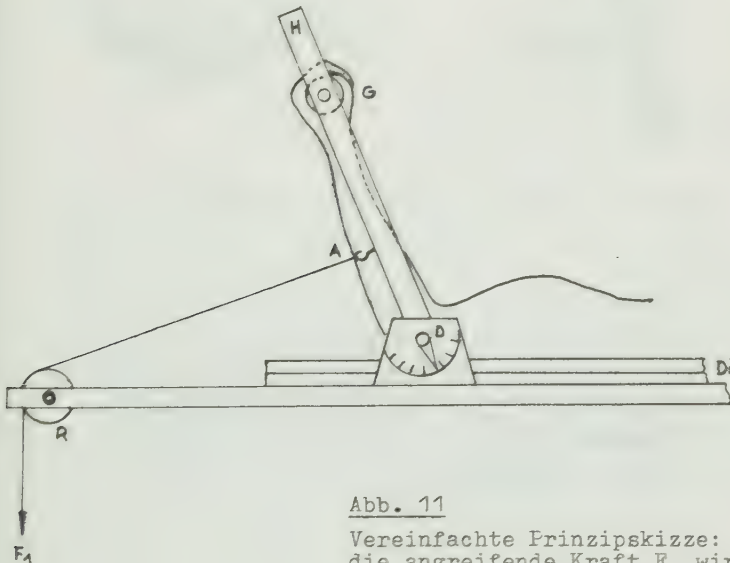


Abb. 11

Vereinfachte Prinzipskizze:  
die angreifende Kraft  $F_1$  wird in ein  
Drehmoment verwandelt

(H) ist dabei ein Hebelarm, in den ein Handgriff (G) auf einer Schiene gleit- und drehbar eingebaut ist. Der Drehpunkt (D) des Hebelarmes befindet sich auf Höhe des Drehpunktes des Ellbogengelenkes, was durch Distanzstücke (Di) den verschiedenen anatomischen Besonderheiten verschiedener Probanden angeglichen wird. Über eine Rolle (R) greift eine Kraft (F) am Punkt (A) an. Im Drehpunkt (D) befindet sich ein Potentiometer, über das die jeweilige Winkelstellung des Hebelarmes gemessen wird.

Zur Verdeutlichung der Hebelverhältnisse des Armes hier einige anatomische Skizzen:

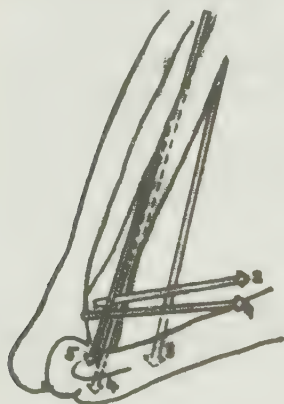


Abb. 12



Abb. 13

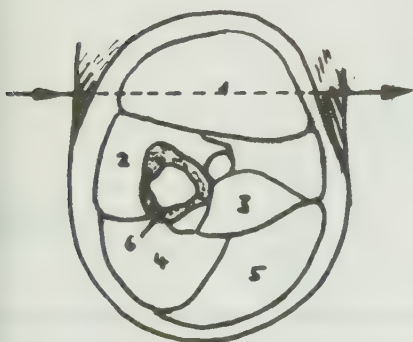
Bei der Beugung (Abb. 12) wirken der M. brachialis (1), der M. biceps brachii (2), der M. brachioradialis (3), der M. extensor carpi radialis longus (4) und der M. pronator teres (5) mit.

Für die Streckung (Abb. 13) ist der M. triceps brachii der einzige Muskel von Bedeutung.

Ober- und Unterarm können im Ellbogengelenk zunächst flektiert, d.h. gebeugt ( $40^{\circ}$ ) und extendiert, d.h. gestreckt ( $180^{\circ}$ ) werden. Das Gelenk ist ein Winkel- oder Scharniergelenk (Ginglymus), die Bewegungsachse verläuft durch die Epikondylen des Humerus.

(Zur genaueren Betrachtung der Anatomie sei hier wieder auf die Dissertation von G. KIND verwiesen)

Auf Abb. 14 ist ein Schnitt durch die Mitte des Oberarmes dargestellt:



- (1) M.biceps brachii
- (2) M.brachialis
- (3) Caput mediale d. M.triceps
- (4) Caput laterale                   "
- (5) Caput longum                   "
- (6) Os humerus

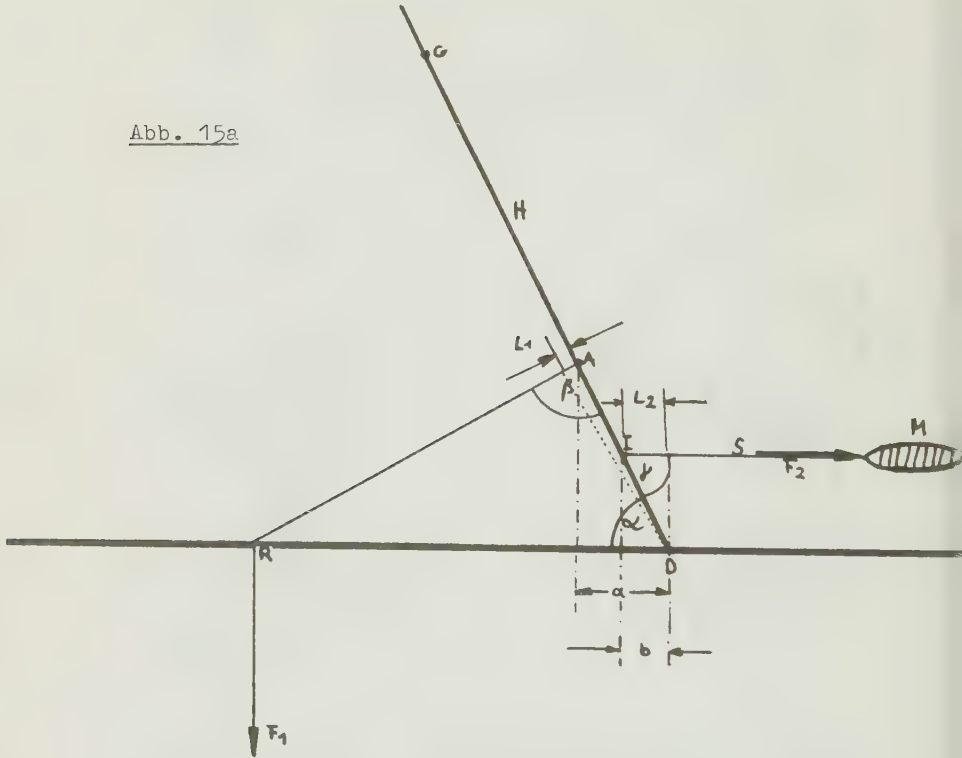
Abb. 14

Wie der eingezeichnete Zentralstrahl andeutet, betrifft die Untersuchung mit der Ultraschalltechnik vorwiegend den M. biceps brachii. Deshalb soll nur auf ihn hier näher eingegangen werden.

Der M. biceps brachii entspringt mit seinem Caput longum vom Tuberculum supraglenoidale, mit seinem Caput breve vom Processus coracoideus. Der zweigelenkige Muskel besitzt zwei Sehnen, wobei eine an der Tuberositas radii, die andere, flächenhafte an der Unterarmfaszie der ulnaren Seite ansetzt. (Dies soll hier zur Anatomie genügen, näheres wieder bei G. KIND)

In Abb. 15a sind die mechanischen Zusammenhänge nochmals schematisch dargestellt:

Abb. 15a



Aus Abb. 15a geht hervor, daß sich bei Kontraktion des Muskels die Winkel  $\alpha, \beta, \gamma$  ändern, ebenso die Lastarme  $l_1$  und  $l_2$ . Die Kraft  $F_1$  bewirkt über dem Ansatzpunkt A ein Drehmoment im Drehpunkt D des Hebelarmes H. Dieses Drehmoment ändert sich nach der Beziehung

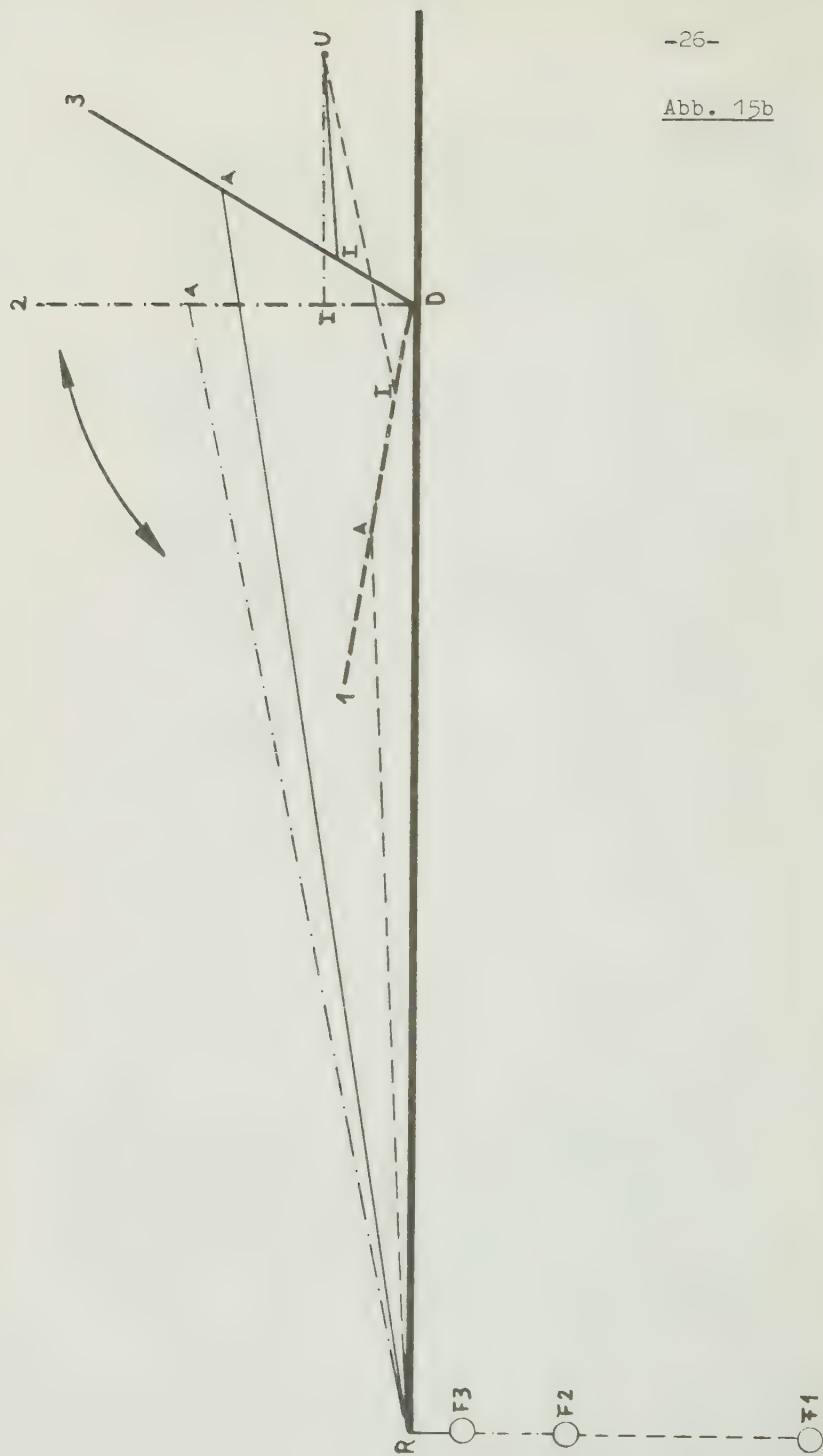
$$M = F l_1 \quad \text{bzw.} \quad M = F \cdot r \cdot \sin \beta \quad (r = \text{Strecke D-A})$$

Dieses primäre Drehmoment ist hier linksgerichtet. Antiparallel dazu muß der Muskel eine Kraft  $F_2$  erzeugen - nach den Hebelgesetzen - um ein entsprechend großes rechtsgerichtetes sekundäres Drehmoment zu erzeugen, wenn sich der Hebel im Kräftegleichgewicht befinden soll.

Auf Grund der unterschiedlichen Änderungen der Winkel  $\beta$  und  $\gamma$  ändern sich primäres und sekundäres Drehmoment unterschiedlich.  $\alpha$  und  $\varphi$  sind keine Z-Winkel. Beim Verstellen des Winkels beschreiben der Ansatzpunkt A und die Insertionsstelle I des Muskels bzw. der Sehne S unterschiedliche Kreisbahnen um D, während Muskelursprung U und Umlenkrolle R fix bleiben. Anders ausgedrückt ändern die Dreiecke DAR und DIU ihre Form auf unterschiedliche Weise.

Die nachfolgende Abbildung soll dies verdeutlichen:

Abb. 15b



In der Abb. 15b sind drei Winkelstellungen des Hebelarmes eingezeichnet,  $10^\circ$ ,  $90^\circ$  und  $120^\circ$ . Es ist deutlich ersichtlich, wie sich damit auch die Winkel an Ansatz- und Insertionspunkt ändern. Die Zeichnung ist maßstabsgetreu und entspricht in etwa unserem Versuchsaufbau. Für die weiteren Überlegungen wird von diesen folgenden Maßen ausgegangen:

Abstand D-R : 100 cm  
D-A : 20 cm  
D-I : 8 cm  
U-I : 22 cm bei Winkel UIA bzw. UIG =  $90^\circ$

Der große Abstand D-R von 100 cm wurde gewählt, um die Winkeländerung  $\Delta\alpha$  möglichst klein zu halten. Für den Abstand D-G, also die wirksame Unterarmlänge, wurden 43 cm angenommen.

Bei diesen Maßen wurden die Werte der in Abb. 16 wiedergegebenen Kurvenschar ermittelt.

Diese Anordnung stellt also quasi eine Art "Drehmomentwandler" dar, der Kräfte in Drehmomente und diese wieder in Kräfte umsetzt:



### FORDERUNGEN

Die erste Aufgabe, die das Gerät lösen soll, ist die Erfüllung der Forderung, den Muskel eine isotonische Kontraktion durchführen zu lassen und zwar über einen Winkelbereich von mindestens  $0^\circ$  bis  $120^\circ$ .

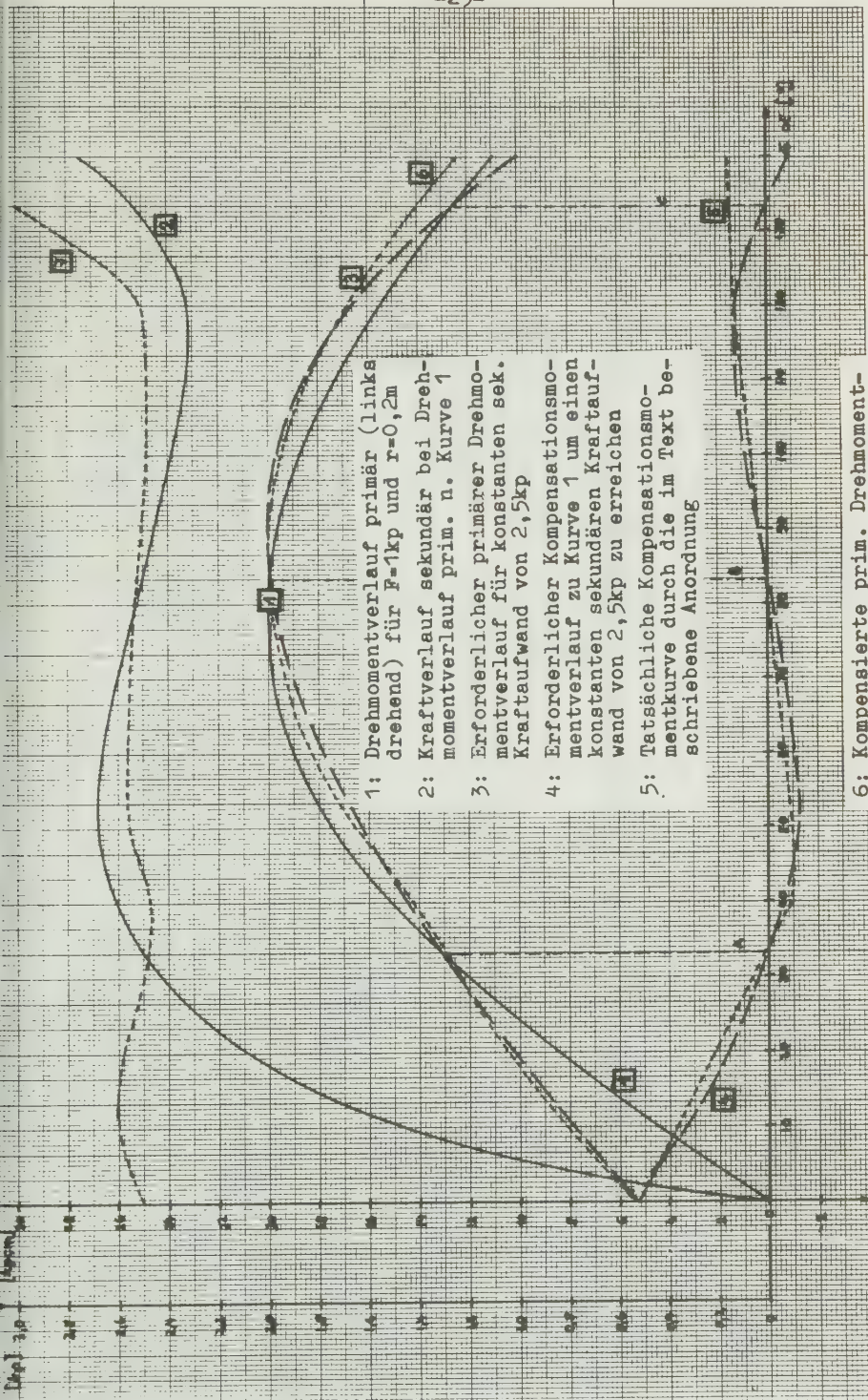
2. Unterstützungskontraktion: Spannung steigt anfangs, dann Verkürzung
3. Anschlagskontraktion : Verkürzung erst, dann Spannungsanstieg
4. Isometrische Kontraktion : reiner Spannungsanstieg
5. Auxotonische Kontraktion : Spannungsanstieg, gleichzeitig Verkürzung

Die Isotonische Kontraktion fordert eine Kraft auf den Muskel, die gleichbleibend groß sein soll, z.B. 2,5 kp, wie sie den Kurven der Abbildung 16 zugrunde gelegt wurde.

Hängt man über die Rolle R ein Gewicht von 1 kg an den Ansatzpunkt A des Hebelgestänges, übt also eine Kraft von 1 kp aus, so bewirkt sie ein Drehmoment im Drehpunkt D, das von der Winkelstellung des Hebelarmes abhängt. Das Drehmoment ist bei  $0^\circ$  Null, erreicht bei  $77,2^\circ$  ein Maximum von 0,20 kpm und fällt wieder ab, um bei  $140^\circ$  0,10 kpm zu erreichen. Diesen Drehmomentverlauf gibt die Kurve 1 von Abb. 16 wieder.

Nimmt man den Drehmomentverlauf für die Sekundärseite auf, läßt also eine Kraft von 2,5 kp ständig zwischen U und I wirken, so ergibt sich die Kurve 3. Anders gesagt heißt das, daß primär ein Drehmomentverlauf nach Kurve 3 erzeugt werden müßte, um sekundär ständig eine Kraft von 2,5 kp als Gegenkraft aufwenden zu müssen.

Beim einfachen Einhängen eines Gewichtes von 1 kp auf der Primärseite über Rolle, Ansatzpunkt usw., müßte für jede Winkelstellung eine unterschiedliche Kraft aufgewendet werden, wenn man den Hebel von  $0^\circ$  auf  $120^\circ$  bzw.  $140^\circ$  bewegt. Dieser Kraftverlauf ist durch die Kurve 2 dargestellt. Die aufzuwendende Kraft ist bei  $0^\circ$  Null, steigt dann steil an, erreicht bei  $55^\circ$  ein Maximum (2,69 kp), fällt dann langsam



- 1: Drehmomentverlauf primär (links drehend) für  $F=1kp$  und  $r=0,2m$
- 2: Kraftverlauf sekundär bei Drehmomentverlauf prim. n. Kurve 1
- 3: Erforderlicher primärer Drehmomentverlauf für konstanten sek. Kraftaufwand von  $2,5kp$
- 4: Erforderlicher Kompensationsmomentverlauf zu Kurve 1 um einen konstanten sekundären Kraftaufwand von  $2,5kp$  zu erreichen
- 5: Tatsächliche Kompensationsmomentkurve durch die im Text beschriebene Anordnung

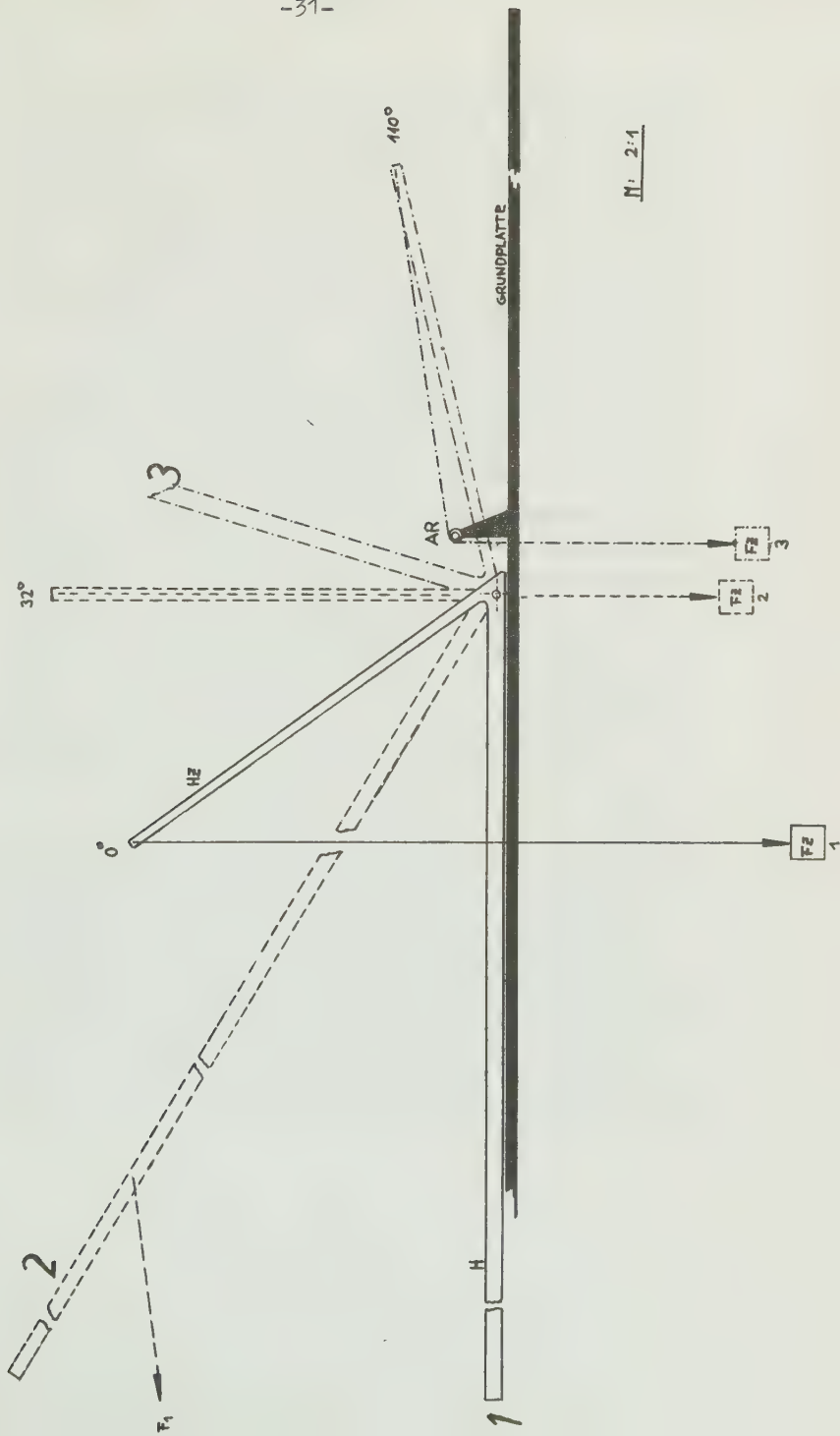
- 6: Kompensierte prim. Drehmomentkurve
- 7: Tatsächlicher sekundärer Kraftaufwand bei Kurve 6

ab, erreicht ein Minimum von ca. 2,31 kp bei  $120^{\circ}$ , um bis  $140^{\circ}$  wieder stark auf 2,75 kp anzusteigen.

Dieses Kraftverhalten wird durch die unterschiedlichen Drehmomentverläufe von Primär- und Sekundärseite bewirkt.

Dies ist natürlich für die Durchführung einer isotonischen Kontraktion völlig ungeeignet. Deshalb muß der unterschiedliche Drehmomentverlauf in geeigneter Weise derart kompensiert werden, daß auf den Muskel während der gesamten Kontraktion eine gleichbleibende Kraft wirkt. Das kann geschehen, indem man dem Drehmomentverlauf der Primärseite jeweils ein entsprechendes Drehmoment hinzuaddiert, dergestalt, daß sich eine konstante Kraft als Resultierende auf der Sekundärseite ergibt.

Annähernd kann man dies erreichen, wenn man die Anordnung der Abbildungen 10, 11 und 15b erweitert bzw. modifiziert, wie das in Abb. 17 dargestellt ist:



Das Hebelgestänge H erhält einen Ausleger, mit dem es in einem Winkel von  $58^\circ$  fest verbunden ist, den Zusatzhebelarm HZ von 45 mm Länge. An ihm hängt frei nach unten das Zusatzgewicht FZ, das eine Gewichtskraft von 2,21 kp besitzt (die Maße und Gewichte ergeben sich rechnerisch aus den vorgegebenen Werten des Grund-Hebelsystems).

Zusätzlich wird auf der Grundplatte eine kleine Anschlagrolle AR in 5 mm Abstand vom Drehpunkt D entfernt und 4,1 mm höher als D montiert.

Bei  $0^\circ$  - Stellung des Hebelarmes bringt nun das Zusatzgewicht über den Zusatzhebelarm HZ ein Drehmoment von 0,0525 kpm auf den Drehpunkt. Da bei  $0^\circ$  das Gewicht  $F_1$  kein Drehmoment bewirkt, wirkt das Drehmoment von HZ allein. Auf der Sekundärseite muß nun eine Kraft von 2,5 kp aufgebracht werden, um ein entsprechendes rechtsdrehendes Moment aufzubauen - die 2,5 kp, die erreicht werden sollen.

Mit steigender Winkelstellung verliert das Zusatzgewicht ständig seine Drehmomentwirkung, da der Hebelarm der Last abnimmt. Die Kurve 4 der Abb. 16 zeigt das Zusatzdrehmoment, das jeweils bei verschiedenen Winkelstellungen erforderlich ist, um den gewünschten konstanten Kraftverlauf auf der Sekundärseite zu erreichen.

Kurve 5 zeigt den tatsächlichen Verlauf des Zusatzdrehmomentes durch Zusatzgewicht und Auslegearm, und wie erforderlich wird das Kompensationsdrehmoment bei  $32^\circ$  Null, da nun der Ausleger senkrecht über D steht - das Zusatzgewicht wird unwirksam. Wird der Hebelarm weitergedreht, wird das Zusatzgewicht wieder einbezogen und erzeugt ein steigendes Drehmoment auf D - jetzt allerdings in entgegengesetzter Richtung, nämlich rechtsdrehend, quasi ein "negatives Drehmoment", genau wie es die Kompensationskurve verlangt.

Dies ist jedoch nur bis zu einer Winkelstellung von  $40^\circ$  brauchbar, darüber hinaus würde das Zusatzgewicht ein zu großes rechtsdrehendes Moment erzeugen, es würde eine Überkompensation eintreten.

Diese Überkompensation wird durch die Anschlagrolle AR verhindert: Bei  $40^\circ$  legt sich die Schnur, an der das Zusatzgewicht hängt, an das Anschlagröllchen, das nun mit fortschreitender Winkelstellung den Anstellwinkel der Schnur, d.h. den Winkel der Zusatzkraft zum Ausleger so verändert, daß der wirksame Hebelarm und damit auch das Kompensationsdrehmoment kleiner werden.

Bei  $82^\circ$  wird das Zusatzmoment wieder Null, wie die Kompensationskurve verlangt, da dann die Zusatzkraft genau in Richtung Drehachse wirkt, also unwirksam in Bezug auf das Drehmoment wird. Ab  $82^\circ$  fordert die Kompensationskurve wieder ein steigendes linksdrehendes Zusatzmoment. Das trifft ein, da nun die Anschlagrolle bewirkt, daß das Zusatzgewicht eine Kraft in entgegengesetzter Richtung auf den Ausleger gibt, also wieder ein linksdrehendes Zusatzmoment hervorruft (vgl. Abb. 17, Stellung 3).

Dieses Zusatzmoment wird umso größer, je größer der Hebelwinkel wird, weil damit auch der Winkel zwischen dem Befestigungspunkt des Zusatzgewichtes am Ausleger und dem Anschlagröllchen größer wird und damit der wirksame Hebelarm des Auslegers.

Das Drehmoment steigt weiter an bis auf das geforderte Maß bei  $120^\circ$ . Dann müßte es wieder abfallen, was aber nur durch ein weiteres Zusatzdrehmoment in anderer Richtung geschehen könnte.

Die Kurve 7 der Abb. 16 zeigt den kompensierten Kraftverlauf auf der Sekundärseite und man sieht, daß die Kraft nahezu konstant auf den geforderten 2,5 kp bleibt. Erst ab  $120^\circ$  steigt sie steil an, ähnlich wie bei der un-kompensierten Kurve 2.

Man könnte, wie gesagt, auch diesen Anstieg ab  $120^\circ$  noch durch ein zweites System aus Ausleger und Gewicht kompensieren, ein annähernd konstanter Verlauf von  $0^\circ$  bis  $120^\circ$  dürfte aber völlig ausreichen.

Die maximale Abweichung der Kraft bis  $120^\circ$  vom Mittelwert nach oben beträgt bei diesem Beispiel 4,2 %, nach unten 3,9 %.

Für verschiedene Gewichte  $F_1$  müssen natürlich auch entsprechend andere Zusatzgewichte verwendet werden. (Weiter muß natürlich beachtet werden, daß auch hier, wie überall, wo träge Massen bewegt werden müssen, die isotonische Kontraktion leicht entstellt wiedergegeben wird)

Eine ISOTONISCHE KONTRAKTION findet statt, wenn der Ausgangswinkel nicht ganz  $0^\circ$  beträgt, also der Hebelarm H nicht auf der Grundplatte aufliegt. Liegt er auf und wird eine Kontraktion durchgeführt, so handelt es sich um eine UNTERSTÜTZUNGSKONTRAKTION. Wird irgendwo am Hebelgestänge ein verstellbarer Anschlag angebracht, kann eine ANSCHLAGSKONTRAKTION durchgeführt werden. Für eine AUXOTONISCHE KONTRAKTION wird das Gewicht  $F_1$  durch eine Feder mit entsprechender Federkonstanten ersetzt, wie dies die nebenstehende Abb. 18a zeigt.

Für einen Kraftanstieg bei Kontraktion  $0^\circ - 120^\circ$  z.B. eine Feder mit der Konstanten  $D = 20 \text{ kp/m}$ .

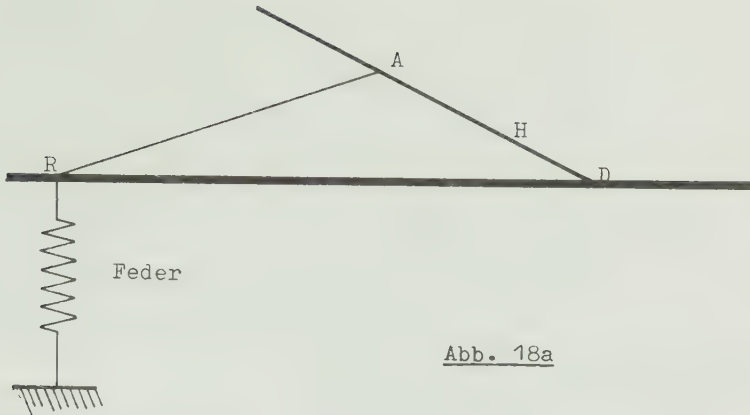


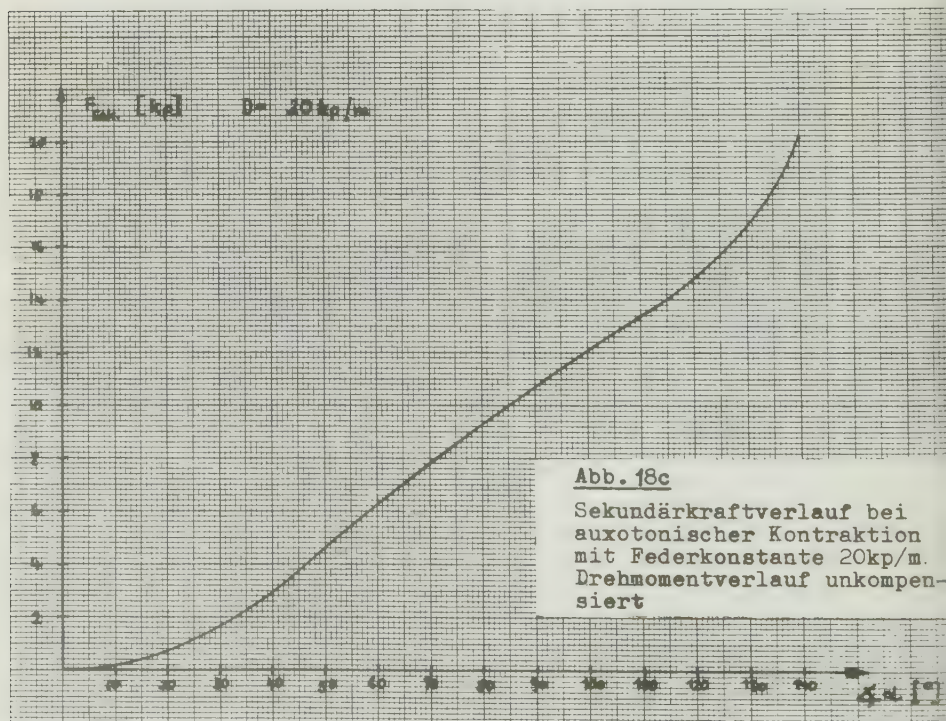
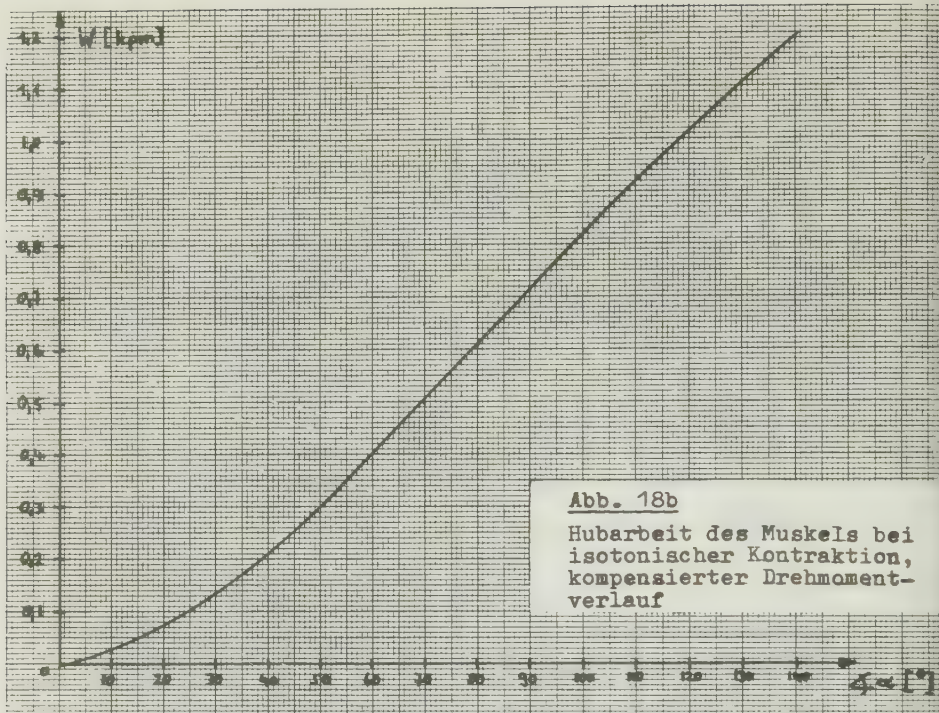
Abb. 18a

Es ergibt sich dann - ohne Kompensation der unterschiedlichen Primär- bzw. Sekundärdrehmomentverläufe - ein Kraftanstieg nach Abb. 18c, der schon annähernd linear ist. Sollte trotzdem noch kompensiert werden (Bereich  $0^\circ - 20^\circ$  und evtl.  $120^\circ - 140^\circ$ ), kann dies auf ähnliche Weise wie bei der isotonischen Kontraktion geschehen, nur mit einer Kompensationsfeder statt des Zusatzgewichtes. Für unsere Zwecke ist der Verlauf hinreichend linear.

Schließlich soll noch die ARBEIT betrachtet werden, die der Muskel zu leisten hat.

Bei der auxotonischen Kontraktion (eingehängte Feder) handelt es sich um Dehnungsarbeit, die sich aus der Federkonstanten und dem Dehnungsweg (= Hubhöhe) ergibt. Es gilt:

$$W = \int_0^{s_{\max}} D \cdot ds, \text{ nach Integration: } W = \frac{D \cdot s_{\max}^2}{2} \quad \text{oder} \quad W = \frac{F_{\max} s_{\max}}{2}$$



Für die isotonische Kontraktion handelt es sich um reine Hubarbeit nach der Beziehung

$$W = mgh \quad (\text{vgl. Abb. 15b})$$

Bei der Kontraktion werden zwei Gewichte gehoben, das Gewicht  $F_1$  (hier 1 kp) und das Kompensationsgewicht FZ (2,21 kp).

Beide Hubarbeiten addieren sich so, daß ab ca.  $20^\circ$  ein nahezu linearer Anstieg der Gesamtarbeitsleistung des Muskels erfolgt. Dies ist in der Abbildung 18b dargestellt.

Dieses einfache Gerät ermöglicht also, den Probanden alle möglichen Kontraktionsarten isoliert oder auch kombiniert durchführen zu lassen.

Im Drehpunkt D des Hebelgestänges sind zwei Präzisionspotentiometer untergebracht, die über eine Meßbrücke mit einem Meßverstärker zusammengeschaltet sind. Dieses Gerät liefert eine Spannung, die der jeweiligen Winkelstellung des Hebelgestänges direkt proportional ist. Zusätzlich kann der genaue Winkel über das Analoginstrument kontrolliert werden.

Der Spannungsausgang des Gerätes ist mit einem X-Y-Schreiber, einem sog. "Plotter" verbunden, dessen Abszissenpunkt mit steigendem Winkel und damit steigender Spannung nach rechts wandert und umgekehrt.

Der Y-Eingang des Plotters wird mit dem Spannungsausgang des eigentlichen Muskeltonometers verbunden und zeichnet die den jeweiligen Winkel- bzw. Abszissenwerte zugehörigen Ordinatenwerte auf.

Das MUSKELTONOMETER muß also - wie auch immer es konstruiert ist -, als weitere Forderung, in der Lage sein, eine Spannung abzugeben, die dem jeweiligen Tonuszustand des Muskels proportional ist, wenn es in Verbindung mit einem Plotter eingesetzt werden soll.

Die Abbildungen der Ziffer 19 zeigen den Drehmomentwandler auch mit dem später zu besprechenden Tonometer in situ.

Abb. 19a

Drehmomentwandler  
zusammengeklappt

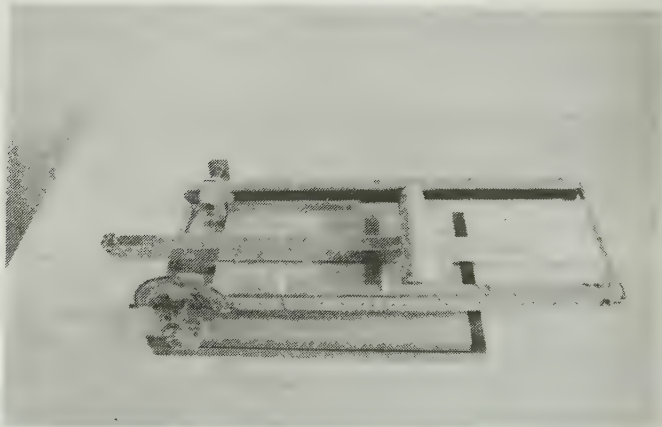


Abb. 19b

H = Hebelarmgestänge  
G = Griffrolle  
D = Drehpunkt  
A = Ansatzpunkte  
P = Grundplatte  
R = Umlenkrolle  
M = analoger Winkel-  
messers



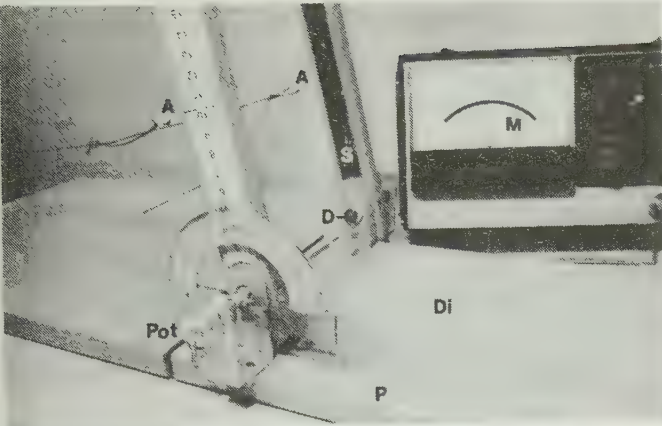


Abb. 19c

Detailansicht auf  
Drehpunkthöhe

- P = Grundplatte
- M = el. analoger  
Winkelmesser
- H = Hebelarm
- A = Ansatzpunkte
- D = Drehpunkt
- Pot = Potentiometer  
im Drehpunkt
- Di = Distanzplatte
- S = Gleitschiene f.  
Griffrolle

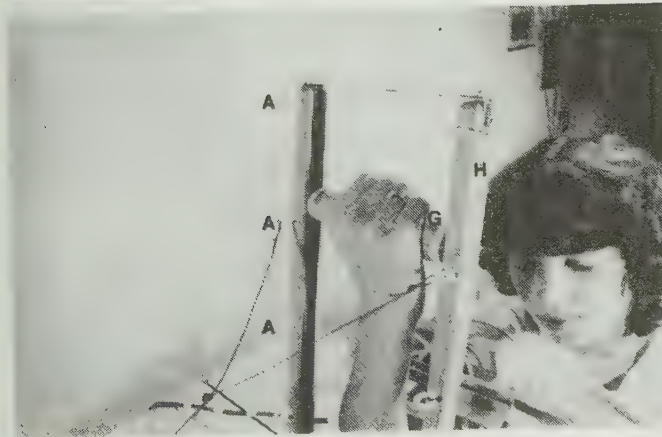


Abb. 19d

Detailansicht der  
Griffrolle in situ

- G = Griffrolle
- H = Hebelarm
- S = Schienenlager-  
ung des Griffes
- A = verschiedene  
Ansatzpunkte

Abb. 19e



Abb. 19f



Abb. 19g

analoge Winkelanzeige  
(obere Skala, hier 80°)

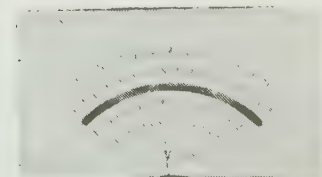


Abb. 19h

Drehmomentwandler  
mit Ultraschall-  
Ankoppelunit in  
situ

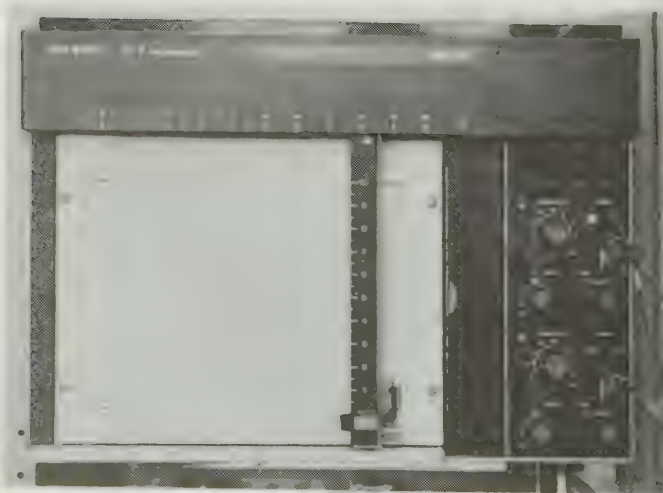


Abb. 19i



Abb. 19j

X-Y-Schreiber



#### 4. Standardisierung des Versuchs- bzw. Untersuchungsverlaufes

Mit der Anordnung Drehmomentwandler/Tonometer/Plotter lassen sich nun mehrere dynamische Kurvenscharen aufzeichnen und - durch die vorgenommene Normierung - verschiedene Probanden direkt vergleichen. Abweichungen und Veränderungen werden verifizierbar.

Folgende Vorgänge sollen dabei untersucht werden können:

##### A) Isotonische Kontraktion und "Normierungsmessung"

Ausgehend von einer Grundwinkelstellung (etwas größer als  $0^{\circ}$ ) wird bei einem bestimmten Belastungsgewicht der Proband aufgefordert, eine Flexion bis  $140^{\circ}$  auszuführen.

Der Plotter schreibt dann eine Kurve, die die Tonusänderung während der Kontraktion abhängig von der Winkelstellung darstellt.

Vorher muß aber die Grundlinie geschrieben werden, die die Winkelstellung bzw. -änderung bewegt. Der Schreibstift wird dabei nur in X-Richtung abgelenkt, schreibt also die Abszissenrichtung.

Nun wird die Grundspannung registriert, indem das Tonometer angeschlossen wird und der Proband den Hebelarm wieder in eine habituelle Stellung bringt. Durch die Tonometerausgangsspannung wird der Schreibstift nun in Y-Richtung abgelenkt. Der Proband hält also seinen Arm ruhig, entspannt in einer Winkelstellung, die ihm am bequemsten ist - in der habituellen Ruhestellung.

Die Grundspannungs-Tonusmessung wird nun unter den Bedingungen durchgeführt, die der Definition der

Grundspannung, die im ersten Abschnitt eingeführt wurde, entspricht, also wenn gerade kein Aktionspotential und keine Pulswelle auftreten. Die Normierung besteht nun darin, daß mit Hilfe der Eingangsregler die jetzt auftretende Ablenkung in Ordinateenrichtung auf einen festgelegten Normabstand zur vorher geschriebenen Abszissenlinie gestellt wird, z.B. 2 cm.

Dieser angegebene Abstand wird dann bei allen Messungen beibehalten. Der Punkt, der sich bei der Grundspannungsmessung ergeben hat, wird zur Linie erweitert, indem der Proband den Drehgriff losläßt - ohne seine habituelle Ruhewinkelstellung zu ändern - und der Versuchsleiter das Hebelarmgestänge nach  $0^{\circ}$  und  $140^{\circ}$  bewegt, oder einfacher den Schreibstift parallel zur Abszissenlinie verschiebt.

Man hat nun also zwei parallele Linien erhalten, eine Abszissenlinie die von  $0^{\circ}$  nach  $140^{\circ}$  reicht und 2 cm höher eine parallele Linie, die der Grundspannungs-Tonuslage entspricht.

Diese 2. Linie wird als Ausgangs- bzw. Bezugslinie für alle Messungen und Probanden, die verglichen werden sollen, verwendet.

Nun wird die eigentliche Tonusmessung wie anfangs beschrieben durchgeführt, also das Belastungsgewicht eingehängt, der Hebelarm vom Probanden etwas über  $0^{\circ}$  gehalten und von ihm von dieser Stellung aus dann in die  $140^{\circ}$  - Position geführt.

Da die Tonusmeter-Ausgangsspannung dann von derjenigen abweicht, die sich bei der Grundspannungsmessung ergibt, stellt sich über der Grundlinie

eine Kurve dar, die der Muskeltonusänderung bei der isotonischen Kontraktion entspricht.

Diese Messung wird mit steigenden Gewichten in geeigneten Abstufungen durchgeführt, wodurch man eine charakteristische Kurvenschar erhält.

Wird der verstellbare Anschlag eingeschaltet, erhält man eine Anschlagskontraktion, beim Ausgang von genau  $0^{\circ}$ , also wenn der Hebelarm auf der Grundplatte aufliegt, eine Unterstützungskontraktion.

## B) Isometrische Kontraktion

Vorjustierungen wie oben. Bei isometrischen Kontraktionen verkürzt sich der Muskel aber nicht, es steigt nur die Spannung.

Welche Auswirkungen das auf das Tonogramm hat, wird wieder durch den X-Y-Schreiber dargestellt.

Dazu muß man die Versuchsanordnung allerdings etwas ändern: Man variiert die Anspannung, indem man z.B. als Gewicht ein Wassergefäß verwendet, in das kontinuierlich Flüssigkeit gefüllt wird. Die Ablenkung in X-Richtung kann aber nun ja nicht mehr über die Ausgangsspannungs-Änderung des Drehmomentwandlers erfolgen, da sich diese ja bei der isometrischen Kontraktion nicht verändern darf. Es wird ja der Unterarm vom Probanden in einer ganz bestimmten, vorher festgelegten Winkelstellung gehalten und nicht bewegt. Je mehr Wasser in den Gewichtsbehälter gelaufen ist, desto größer muß die Spannung im Muskel werden, um die Winkelstellung nicht zu verändern.

Die X-Ablenkung wird dann durch die Höhe des Wasserstandes im Gewichtgefäß über einen Schwimmer gesteuert.

In mehreren Durchgängen wird die Winkelstellung des Probandenarmes geändert, wodurch wieder eine charakteristische Kurvenschar entsteht, die durch die kontinuierliche Gewichtszunahme und damit zunehmende Spannungserhöhung bedingt ist, während als Parameter die Winkelstellungen des Unterarmes dienen.

#### C) Auxotonische Kontraktion

Das Gewicht der Meßanordnung A) wird durch eine Feder mit der gewünschten Federkonstanten ersetzt und der Versuchsablauf wie bei A) durchgeführt.

Verschiedene Federn ergeben wieder eine charakteristische Kurvenschar mit den Federkonstanten D als Parameter.

#### D) Ruhe-Dehnungskurve

Die Vorjustierungen der A- und G-Linien bzw. -Punkte werden wie oben durchgeführt, dann aber weder Gewicht noch Feder eingehängt, sondern der Versuchsleiter führt langsam die Hebelarmplatte von  $0^\circ$  nach  $140^\circ$ , während der Proband den Handgriff locker und entspannt festhält und die passive Bewegung seines Unterarmes ohne Gegenkraft durchführen läßt.

Die einzelnen Kontraktionsformen sind in nachfolgender Abbildung schematisch zusammengefaßt:

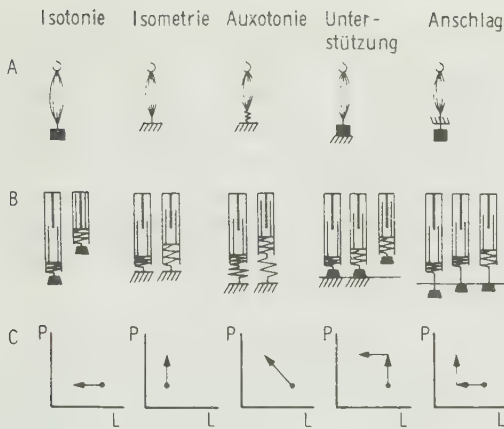


Abb. 20 -nach (5)-

Hier sei nochmals betont, daß wir es für unumgänglich halten, die Bedingungen der Reproduzierbarkeit und direkten Vergleichbarkeit, sowie ein standardisiertes Untersuchungsverfahren zu fordern, wenn eine verifizierbare, qualitativ und quantitativ verwertbare Muskeltonusmessung durchgeführt werden soll.

Ebenso ist es erforderlich, dynamische Kennlinien zu erhalten, da u. E. statische Werte allein nur geringe Aussagekraft haben. Diese Überlegungen stellen gewisse hohe Anforderungen an das eigentliche Tonometer ebenso, wie an die Mechanik, die die verschiedenen Belastungsarten des Muskels bewirken soll.

## 5. Einige Methoden zur Tonusmessung

Zur Tonusmessung wurde eine Vielzahl insbesondere mechanische Methoden angegeben.

Der Tonograph von HÜCKINGER (Freiburg) und die Myotono-graphie nach VERTES 1971 und 1973 übertragen den mechanischen Widerstand des Muskelgewebes gegen eine Feder auf ein Schreibgerät und geben das dynamische Verhalten eines sich kontrahierenden Muskels wieder. Dabei ist der Ruhetonus aber nicht reproduzierbar.

Das Myosclerometer nach D. VAN DER LAARSE et alii (1971) ist ebenfalls für in der Hauptsache dynamische Veränderungen geeignet, wobei die von einem Meßaufnehmer gewonnenen Spannungsschwankungen, der über eine Mechanik die Eindrückbarkeit des Muskels registriert, aufgezeichnet werden.

HOPF (1968) mißt über einen Drehmomentanzeiger die Beweglichkeit des Ellbogengelenkes und nimmt dies als Maß für den Tonuszustand des Muskels.

Ähnlich der von KEIDEL (1956) berichteten Messung der Hautelastizität wurden in Rußland seismographische Methoden bekannt, also Druckwellenausbreitung durch eine auffallende Kugel registriert.

Alle genannten Methoden lassen keine Vergleichsmessungen zu, sind nicht in der Lage, den Ruhetonus zu registrieren, sind nicht praktikabel oder nicht reproduzierbar.

Daher soll untersucht werden, ob sich die Anwendung der Ultraschallmeßtechnik für die Muskeltonometrie eignet.

## 6. Grundüberlegungen zur Tonusmessung mit Ultraschall

In der Technik ist die Anwendung von Ultraschall zur Materialprüfung seit langem bekannt und hat neben der Durchstrahlungsmethode allergrößte Bedeutung zur Auffindung von fehlerverdächtigen Unregelmäßigkeiten, sog. "Ungänzen" und deren Bewertung und wird zur Lösung der verschiedensten Meß- und Bearbeitungsaufgaben benützt. Die auftretenden Probleme sind heute im Griff, sodaß die Ausnützung des Ultraschalls zur zerstörungsfreien Materialprüfung nicht mehr wegzudenken ist. Das selbe gilt für seine Anwendung in der medizinischen Diagnostik und Therapie. Der anfängliche Widerstand gegen eine Anwendung von Ultraschall in der Medizin, der darin begründet war, daß man mangels irgendwelcher Erfahrungen an eventuelle Ultraschallschäden dachte, wurde aufgegeben, nachdem man überzeugt war, daß auch keine Spätschäden auftreten und die fortschreitende Entwicklung es auch erlaubte, mit geringeren Schalleistungen auszukommen.

Die US-Wellen bieten sich für diagnostische Zwecke geradezu an, sind sie ja doch viel ungefährlicher als die Röntgenstrahlen. Röntgen und Ultraschall konkurrieren nicht, sondern sie ergänzen sich physikalisch durch das unterschiedliche Verhalten beider Energieformen beim Gewebedurchgang.

Vorwiegend wird dabei das Impuls-Echo-Verfahren unter Einsatz von sog. Normalprüfköpfen bzw. Normal-SE-Prüfköpfen verwendet und die Messung im A-, B-, C-Scannerverfahren dargestellt, oder auch Meßanordnungen, die nach dem Doppler-Prinzip arbeiten, Methoden, auf die an dieser Stelle nicht

näher eingegangen werden soll, da sie für die vorgegebene Meßaufgabe ungeeignet sind, wie noch zu erläutern sein wird.

Am M. biceps brachii läßt sich beobachten, daß seine makroskopische STRUKTURFESTIGKEIT zwischen völliger Erschlaffung und maximaler Anspannung in hohem Maße variiert.

Die Literatur gibt an, daß sich der "Elastizitätsmodul" der Muskulatur um den Faktor 100 ändert (7). Dieser Zusammenhang läßt die Vermutung naheliegend erscheinen, daß Ultraschallwellen hervorragend geeignet wären, diese Änderung registrierbar zu machen, gilt für die Schallgeschwindigkeit ja vereinfacht folgender Zusammenhang:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

Diese Gleichung besagt, daß bei 100-fachem Elastizitätsmodul sich die Schallgeschwindigkeit verzehnfacht. Eine Dichteänderung in molekularer Hinsicht findet, wie Untersuchungen ergeben haben (7), nicht statt.

Hinsichtlich des Elastizitätsmodules ließe sich jedoch folgende Überschlagsrechnung anstellen:

$$\text{Es gilt: } v = \frac{s}{t} ; \quad t = \frac{s}{v}$$

Für eine angenommene Durchschallungsstrecke von  $s = 0,1$  m und  $v \hat{=} c = 1568$  m/s (nach 9) gilt dann:

$$t_1 = \frac{0,1}{1568} = 63,8 \text{ } \mu\text{s}$$

Wenn sich  $c$  nun um den Faktor 10 ändert, würde sich auch die Zeit, die ein Ultraschallimpuls durch den Muskel benötigt, um den Faktor 10 ändern, eine Spanne, die sich sehr leicht registrieren lassen sollte.

Von dieser Überlegung ausgehend, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Gerät entwickelt, das diese Voraussetzungen überprüfbar machen sollte.

Bevor näher darauf eingegangen wird, soll hier erst kurz die Physik des Ultraschalls erörtert werden, sowie die Überlegungen, die zur Wahl des Durchschallungsverfahrens und der Laufzeitmessung führten.

## 7. Grundsätzliche Überlegungen zur US - Technik

Ultraschall unterscheidet sich von normalen Schallwellen nur durch eine höhere Frequenz; wenn Frequenzen oberhalb von etwa 20 kHz auftreten, spricht man von Ultraschall.

Erzeugt werden Ultraschallwellen entweder mechanisch durch kleine Pfeifen oder Sirenen, während aber magnetische und elektrische Verfahren bevorzugt werden.

Man unterscheidet dabei das magnetostruktive Verfahren und das Piezokristallsystem. Zur medizinischen Diagnostik wird vorwiegend letzteres eingesetzt. Obwohl sich qualitativ die physikalischen Erscheinungen von den hörbaren Schallwellen kaum unterscheiden, ergeben sich mit steigenden Frequenzen und Leistungen doch oft völlig andere Gesichtspunkte.

Für diagnostische bzw. Materialprüfzwecke gibt es prinzipiell zwei Methoden:

1. das Durchschallungsverfahren
2. die Impuls-Echo-Methode

Daß von uns zum einen das Durchschallungsverfahren bevorzugt untersucht wurde, hat mehrere folgende Gründe:

Trifft die US-Welle auf eine Grenzfläche, an der sich der Schallwellenwiderstand sprunghaft ändert, so wird sie hier teilweise oder total reflektiert, wobei für den Reflexionsfaktor R gilt:

$$R = \left( \frac{W_1 - W_2}{W_1 + W_2} \right)^2 \leq 1$$

$W_1$  und  $W_2$  sind dabei die Schallwellenwiderstände beiderseits einer reflektierenden Grenzfläche nicht absorbierender Medien. Zwischen Haut und Luft herrscht praktisch Totalreflexion, weil hier die Unterschiede der Wellenwiderstände um mehrere Zehnerpotenzen größer werden - R damit gegen 1 geht -, als beim Übergang z.B. Wasser/Haut.

Ein geeignetes Ankoppelmedium ist also unumgänglich, um die Ultraschallwelle überhaupt erst in den Muskel gelangen zu lassen. Dabei treten die bekannten Probleme des Ankopplfaktors auf, der nach Art des Koppelmittels, der Oberflächenbeschaffenheit, des Drucks, der Spaltgröße usw. in so hohem Maße schwanken kann, daß eine Laufzeitmessung unmöglich wird, ebenso, genauer gesagt noch viel mehr eine Messung, die auf Absorptionsveränderungen, d. h. auf Intensitätsänderung basiert.<sup>1</sup>

Beim Impuls-Echo-Verfahren würde der US-Impuls auf Grund der oben angegebenen Beziehung an der Haut/Luft-Grenzfläche der dem SE-Kopf gegenüberliegenden Seite reflektiert und nach erneutem Durchlaufen des Muskels vom US-Wandler wieder empfangen werden. Da sich bei einer Kontraktion des Muskels aber auch sein Umfang und damit die Laufstrecke des Signals für Hin- und Rückweg unterschiedlich ändern, ist dies ein Grund gegen die Indikation des Echo-Verfahrens. Ungewollte Reflexionen z.B. am Os humerus tragen zu einer weiteren Verzerrung des Meßergebnisses ebenso bei, wie die evtl. auftretenden Transversalwellen bei direkter Kopplung und schräger Einstrahlung.

---

<sup>1</sup> In der Praxis sind Ankoppeltoleranzen von 20 und 30 % keine Seltenheit (11, 1/2 - 80 S. 160)

Ein weiterer Nachteil der Normal-SE-Köpfe besteht in der Gefahr des Auftretens eines Überkopppelechos durch das Koppelmittel (11). Außerdem ist eine Meßmethode mit individueller Ankoppelung nur schwer reproduzierbar.

Beim Durchschallungsverfahren wird mit getrennten Sende- und Empfangsköpfen gearbeitet, die in genau definiertem Abstand zueinander justiert sind. Die Ankopplung erfolgt durch eine geeignet lange Flüssigkeitsvorlaufstrecke, die so bemessen ist, daß die Köpfe selbst vom zu untersuchenden Objekt nicht berührt werden. Dieses System wurde auf seine Brauchbarkeit getestet, der mechanische Aufbau für die Ankopplung an den Muskel wird später beschrieben.

Die Laufstrecke der US-Impulse sieht also wie folgt aus:

US-Sendekopf → Vorlaufstrecke → Haut/subkutanes Gewebe/  
Muskel/subkutanes Gewebe/Haut → Vorlaufstrecke → Empfänger

Die Zeichnung soll dies noch einmal verdeutlichen. (Vgl. auch Abb. 14)

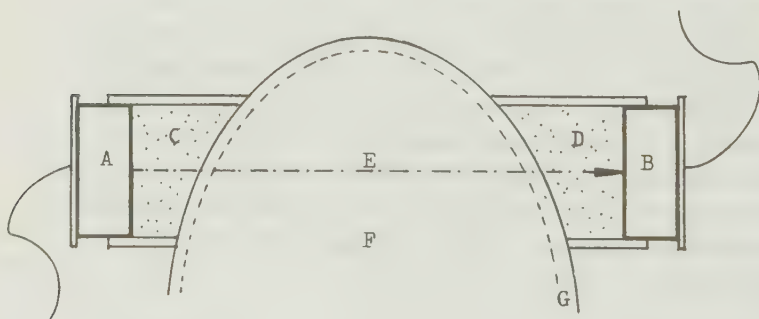


Abb. 21  
Verlauf des US-Strahles

- A= Sendekopf
- B= Empfangskopf
- C= Vorlaufstrecke 1
- D= Vorlaufstrecke 2
- E= Zentralstrahl
- F= Muskel
- G= Haut und subkutanes Gewebe

Da Haut und subkutanes Gewebe im Verhältnis zur eigentlichen Muskelmasse relativ dünn sind, sei hier nochmals an die eingangs getroffene Vereinfachung erinnert, diesen Gesamtkomplex kurz als "Muskel" zu bezeichnen.

Bei der Kontraktion (Adduktion) verschiebt sich das Verhältnis gesamte durchlaufene Vorlaufstrecke/durchlaufene Muskelstrecke.

Zur Verdeutlichung der Größenverhältnisse folgende Überschlagsrechnung:

Wenn als Vorlaufflüssigkeit Wasser genommen wird, ergibt sich bei folgenden (hier willkürlich angenommen) Laufstrecken:

|                           |   |        |
|---------------------------|---|--------|
| Vorlaufstrecke            | : | 0,01 m |
| Muskelstrecke entspannt   | : | 0,08 m |
| Muskelstrecke kontrahiert | : | 0,10 m |
| Fester Kopfabstand        | : | 0,12 m |

folgende Rechnung:

a) Kontrahierter Muskel:

Gesamt-Wasservorlaufstrecke: 0,02 m

Laufzeit bei  $c_1(\text{H}_2\text{O}) = 1497 \text{ m/s (9)}$  : 13,36  $\mu\text{s}$

Muskellaufstrecke : 0,10 m

Laufzeit bei  $c_2(\text{Muskel}) = 1568 \text{ m/s}$  : 63,78  $\mu\text{s}$

b) Entspannter Muskel:

Gesamt-Wasservorlaufstrecke: 0,04 m

Laufzeit (w.o.) : 26,72  $\mu\text{s}$

Muskellaufstrecke : 0,08 m

Laufzeit (w.o.) : 51,02  $\mu\text{s}$

Es tritt also beim kontrahierten Muskel eine Gesamtlaufzeit von 77,14  $\mu$ s und beim entspannten Muskel eine solche von 77,74  $\mu$ s auf, also eine Differenz von 0,62  $\mu$ s, eine Größenordnung, die nicht vernachlässigt werden kann, wenngleich auch kleiner, als dies bei der Echo-Methode der Fall wäre.

Es ist also in jedem Fall erforderlich, diese "dickenänderungsbedingte Laufzeitdifferenz" entweder zu eliminieren, oder zu messen und in die eigentliche Laufzeitmessung einzubeziehen.

Die erste Methode wäre rein theoretisch durchführbar, indem eine Vorlaufflüssigkeit gewählt wird, in der die Schallgeschwindigkeit genau so hoch ist, wie im Muskel, also z.B. eine Glyzerin/Wasser-Mischung im richtigen Verhältnis.

Die zweite, indem über geeignete Aufnehmer, z.B. Dehnungsmeßstreifen, die mit einer Brückenschaltung zusammen mit einem Meßverstärker eine direkte Dickenmessung des Muskels erlauben, die Meßwerte in die Laufzeitbestimmung mit einbezogen werden können. Das hätte auch den Nebeneffekt, daß mit dieser Meßwert-Kompensationsanordnung gleichzeitig die RDK aufgenommen werden könnte.

Das Durchschallungsverfahren hat den weiteren Vorteil, daß auftretende Echos am Knochen, an Blutgefäßen usw. nicht auf den Empfänger kommen. Durch das senkrechte einseitige Einstrahlen bzw. durch die Justierung bei der Kompensationsmethode II werden nur ungebrochene und unreflektierte Longitudinalwellen empfangen und verwertet. Qualität und Form der Welle sind zur Tonusmessung dabei unerheblich, einzig die Laufzeitänderung ist von Interesse.

Soweit zur Wahl der Durchschallung als Meßmethode einerseits. Der Vorteil der Laufzeitmessung andererseits liegt darin, daß sie von Amplitudenschwankungen unabhängig ist. Durch entsprechende Aussteuerung nachgeschalteter Verstärker und bestimmter "Kosmetikeinheiten" kann ein genau definierter Arbeitspunkt für Sende- und Empfangssignal festgelegt werden, was vor allem auch für den Einsatz digitaler Meßeinheiten wichtig ist. Daß dies nur für ganz bestimmte Meßbedingungen gilt, darauf wird später noch zurückzukommen sein.

Störfaktoren wie Reflexionen, Interferenzerscheinungen, stehende Wellen usw. machen sich bei der Durchschallungsmethode im allgemeinen weniger störend bemerkbar, als beim Impuls-Echo-Verfahren. Im übrigen gelten auch für das Objekt Muskel die selben Beziehungen, wie sie aus der Werkstoffprüftechnik bekannt sind.

Zur genaueren Beschreibung der Meßmethode muß vorher noch näher auf die räumliche Ausbreitung der US-Wellen eingegangen werden.

## 8. Ausbreitung des Ultraschalls

Zur Untersuchung verwendeten wir eine Ultraschallfrequenz von 2,23741 MHz, die mittels eines Impulsgenerators in "Frequenzpakete" zerteilt wurde und piezoelektrische Wandler mit kreisförmiger Abstrahlfläche bei einem Durchmesser von 30 mm.

Da der Durchmesser der abstrahlenden Fläche die Größenordnung der Wellenlänge (0,7 mm) weit übersteigt, tritt eine Bündelung der Energie ein, es entsteht ein Interferenzfeld. Unter der Annahme, daß der Abstrahlungsraum des kreisförmigen Wandlers in der Nähe auf das Innere eines Zylinders beschränkt ist, der senkrecht auf der Ankoppelfläche steht, treten Minima und Maxima nur im Bereich des sog. Nahfeldes auf, gemäß der Bedingung

$$N = \frac{D^2}{4\lambda}$$

wobei N die Nahfeldlänge ist und der Abstandsbereich von Null bis N als Nahfeld bezeichnet wird.

Bei den oben angenommenen Bedingungen ergibt sich somit eine Nahfeldlänge von 0,32 m.

Das letzte Maximum liegt auf der Mittelachse bei  $N/2$ , also bei ca. 16 cm. Daraus ist ersichtlich, daß bei der Durchschallung der Muskel voll im Interferenzfeldbereich liegt. Auf die Folgen daraus wird später zurückgekommen. Ferner gilt aber auch: je größer D ist, desto besser die Bündelung.

Im Nahfeld, hier also im Muskeldurchgang, ist die Bündelung perfekt, d. h. die Energie bleibt innerhalb des Zylinders. Die Ausbildung einer Strahlungskeule und das  $1/r^2$  - Gesetz können bei diesen Umständen außer acht bleiben.

Dies alles bezieht sich auf ein homogenes Medium. Was vorher in bezug auf den Kopplungsfaktor für die Reflexion gesagt wurde, gilt natürlich auch für Grenzflächen und Änderungen des Schallwellenwiderstandes innerhalb des Muskels selbst. Diese Dichtesprünge sind jedoch durch die 'innere Ankopplung', also durch direkten Kontakt, bzw. durch Gewebsflüssigkeit als 'endogenes Koppelmittel' so gering, daß ein sehr geringer Reflexionsfaktor resultieren dürfte.

Beider im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Meßanordnung handelt es sich um eine sog. 'Prüfung mit Spaltankopplung' - im Gegensatz zur 'Kontaktprüfung'; dabei ist der Spalt aber relativ sehr groß, so groß, daß schon Analogien zur 'Tauchtechnik' hergestellt werden müssen. Wie dort gilt auch hier die Voraussetzung, daß sauberes, entgastetes Koppelmittel verwendet werden muß; die Muskel- bzw. Hautoberflächen müssen frei von Luftblasen sein.

Für Ultraschallwellen gelten ebenso wie für alle anderen Schallwellen die Brechungsgesetze:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

Da der Muskel kein parallelwandiges Prüfobjekt ist, treten bei der Einschallung zwangsweise Brechungen auf. Diese sind

aber nicht so groß, daß etwa bei gegeneinander parallel justierten Köpfen der Zentralstrahl nach Muskeldurchgang den Empfangskopf verfehlen würde.

Die beiden Zeichnungen sollen dies verdeutlichen:

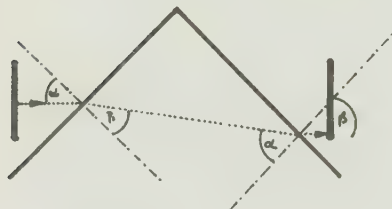


Abb. 22

Einschallwinkel  $45^\circ$

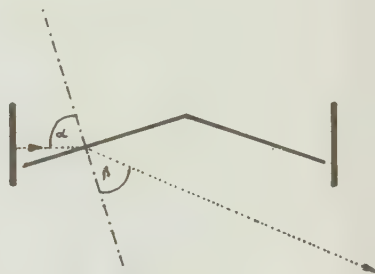


Abb. 23

Einschallwinkel  $75^\circ$

Überschlagsmäßig ergibt sich folgendes Bild:

Wenn als Koppelmittel Wasser verwendet wird, unterscheiden sich die Schallgeschwindigkeiten durch den unterschiedlichen Wellenwiderstand. Wie schon vorher erwähnt, beträgt die Schallgeschwindigkeit in Wasser bei  $25^\circ \text{C}$   $1497 \text{ m/s}$ , die im Muskel dagegen  $1568 \text{ m/s}$  (9). Selbst wenn wir für eine starke Verhornung z.B. eine wesentlich höhere Geschwindigkeit einsetzen, also etwa  $2000 \text{ m/s}$ , ist leicht zu errechnen, daß der Zentralstrahl erst bei Einstrahlwinkeln den Empfangskopf verfehlen würde, die bei dieser Durchschallungsart nicht auftreten.

Problematisch wird das Brechungsgesetz jedoch, wenn man sich verdeutlicht, daß nicht nur ein theoretischer "Zentralstrahl" den Muskel durchläuft, sondern mit jeder Sinusperiode jeweils eine Verdichtung und ein Verdünnung des Mediums auf einer Fläche von

$$A = r^2 \pi = 15 \cdot 15 \cdot 3,14 = 706,85 \text{ mm}^2$$

auftritt. Durch die Unregelmäßigkeit der Objektoberfläche befindet sich ein Teil dieser Abstrahl- bzw. Empfangsflächen näher am Objekt, ein anderer Teil weiter weg davon. Die Vorlaufstrecke variiert also schon innerhalb eines Wellenzuges. Was dies im Hinblick auf die Brauchbarkeit der Methode bedeutet, darauf wird wieder später zurückzukommen sein.

## 9. Wahl des Frequenzbereiches

Beim Versuchsaufbau verwendeten wir eine Frequenz von 2,23741 MHz, woraus nach der Bedingung  $\lambda = \frac{c}{f}$  eine Wellenlänge von ca. 0,7 mm im Muskelgewebe resultiert. Bei der Frequenzwahl müssen Kompromisse geschlossen werden zwischen Durchdringungsvermögen, Signal-Rausch-verhältnis, Auflösung einerseits und Absorption, Impuls-folgefrequenz, Schalleistung andererseits.

Die Dämpfungzahl  $k$  steigt mit steigender Frequenz und ist dieser i.a. nahezu proportional. Die nachfolgende Formel stellt dies genauer dar:

$$P_x = P_0 \cdot e^{-\alpha \cdot x}$$

Hier ist  $P_0$  der Schallwechseldruck an einer beliebigen Stelle  $x_0$  und  $P_x$  der Schallwechseldruck im weiteren Verlauf der Wellenausbreitung, und zwar im Abstand  $x$  von der Stelle  $x_0$ .

$\alpha$  ist dabei der Absorptionskoeffizient in Neper je Längeneinheit und  $x$  die Länge selbst. In der Praxis wird diese Formel meist ersetzt durch

$$P_x = P_0 \cdot 10^{-\frac{k}{20} \cdot x},$$

in der  $k$  den Dämpfungskoeffizienten in Dezibel je Längeneinheit bedeutet. Die Verluste durch Absorption der US-Wellen unterliegen also einem Exponentialgesetz.

Mit der Absorption steigt die Erwärmung des durchschallten Materials. Je höher die Absorption ist, desto geringer wird die Reichweite. Zu geringe Schallintensitäten müssen verstärkt werden, wobei die Verstärkung des Meßgerätes ihre natürliche Grenze im thermischen Eigenrauschen des Verstärkers hat - abgesehen von elektromagnetischen Störungen aller Art -, so daß es zwecklos ist, mehr als 100 dB zu verstärken.

Neben der echten Absorption kommt es ebenfalls zu Dämpfungen in Strahlrichtung durch Streuung an kleinsten Substraten, Dichtesprüngen usw., wobei dieser Einfluß stärker frequenzabhängig ist als die echte Absorption.

Es hat sich jedoch erwiesen, daß bei der gewählten Frequenz und den gegebenen Bedingungen die Absorption kein Hindernis für die Durchschallung darstellt. Es kann mit geringsten Leistungen gearbeitet werden, sodaß keine registrierbare Erwärmung des Gewebes und damit keine Veränderung der Schallgeschwindigkeit aus diesem Grunde resultiert.

In der technischen Werkstoffprüfung gilt, daß die Grenze der Nachweisbarkeit eines Fehlers von der Wellenlänge abhängt. Dies gilt für das Impuls-Echo-Verfahren. Wird ein Fehler kleiner als die Wellenlänge, reflektiert er nicht mehr wie ein Spiegel, sondern immer mehr in Richtung Kugelabstrahlung. Damit nimmt die Fehlerechohöhe schneller ab, als die Fehlergröße selbst. Es sind aber ohne weiteres Fehler nachweisbar, die noch kleiner als  $\lambda/10$  sind, bei 2,2 MHz also 70  $\mu\text{m}$ .

Dies gilt wie gesagt für die Werkstoff-(Stahl)-Prüfung im Impuls-Echo-Verfahren. Im Muskel liegen andere Verhältnisse vor. Es tritt - abgesehen vom Knochen -

nirgends ein Dichtesprung auf, der mit einer "Ungänze" vergleichbar wäre. Vielmehr sind nur graduelle Abstufungen zu finden, die keine Sensationen hervorrufen, wie dies bei der Werkstoffprüfung der Fall ist.

Der "Werkstoff" Muskel ist für die Ultraschall-Prüfung ein relativ homogener Körper, auch im Gegensatz z. B. zur Herzwand oder etwa zu Körperstrukturen von Feten, bei denen die Scanner-Verfahren zu guten Ergebnissen führen. In diesem Zusammenhang muß wieder auf die Morphologie des Muskels verwiesen werden. (57)

Beim Impuls-Echo-Verfahren kommt es darauf an, Echos von Dichtesprüngen zu erhalten, die hinsichtlich ihrer Intensität den physikalischen Gegebenheiten der Empfangs-Verstärkereingangsstufen Rechnung tragen müssen. Das hat zur Folge, daß immer höhere Frequenzen erforderlich werden, je kleiner die reflektierenden Strukturen sind, das bedeutet aber auch, daß immer größere Anforderungen an Bündelung, Sendeleistung und Empfangselektronik auftreten.

In einem so hohen Ausmaß treten solche Probleme bei der Durchschallungs-Laufzeitmessung nicht auf.

## 10. Beschreibung der Versuchsanordnung

Nachfolgend sei die Testapparatur beschrieben, anhand derer die Untersuchung auf die Brauchbarkeit der Ultraschallmessung zur Tonusregistrierung durchgeführt wurde.

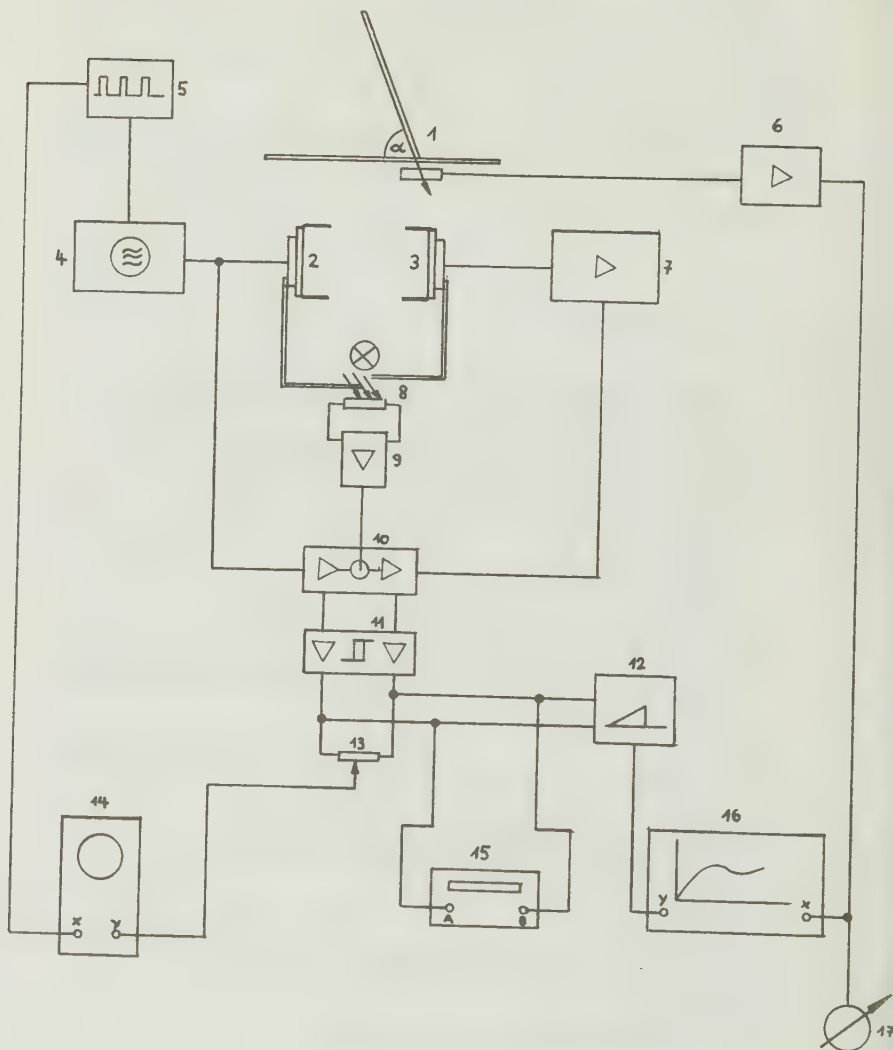
Ein Prinzipschaltbild soll der näheren Erläuterung dienen, die genaue Schaltung einzelner Baugruppen findet sich im Anhang:

In Abb. 24 bedeuten:

- 1 = Hebelarmgestänge mit Potentiometer zur elektr. Winkelstellungsmessung
- 2 = Ultraschall-Sendekopf mit Vorlaufstrecke 1
- 3 = Ultraschall-Empfangskopf mit Vorlaufstrecke 2
- 4 = Ultraschall-Hochfrequenzgenerator  
f: 2,23741 MHz
- 5 = Impulsgenerator
- 6 = Meßverstärker für Winkelregistrierung
- 7 = Ultraschall-Empfangsverstärker
- 8 = Blendenmechanik zur opto-elektronischen Registrierung des Sende/Empfangskopf-Abstandes
- 9 = Meßverstärker
- 10 = Kompensatornetzwerk zur Integrierung des Schallkopf-abstandes in die Laufzeitmessung
- 11 = Doppelvorverstärker mit Schmitt-Trigger
- 12 = Analogspeicher zur Zeit/Spannungs-Wandlung
- 13 = Balancewiderstand 1k, 10T
- 14 = Oszilloskop
- 15 = digitaler Zeitintervallmesser
- 16 = X-Y-Schreiber
- 17 = analoge Winkel-Kontrollanzeige

Abb. 24

Prinzipschaltung der Meßeinrichtung



Ein Hochfrequenzgenerator liefert eine quarzstabilisierte Sinusspannung von  $3,25 V_{SS}$  bei einer Frequenz von  $2,23741 \text{ MHz}$ . Diese kontinuierliche Sinusschwingung wird mittels eines Impulsgenerators moduliert, oder genauer gesagt zerhackt, derart, daß "Hf-Pakete" entstehen, die in genau definierten Abständen aufeinander folgen. Abb. 25a zeigt schematisch das Oszillogramm der  $2,23741 \text{ MHz}$ -Schwingung, Abb. 25b den Kurvenverlauf der Impulssteuerung und Abb. 25c die resultierenden Hochfrequenzpakete:

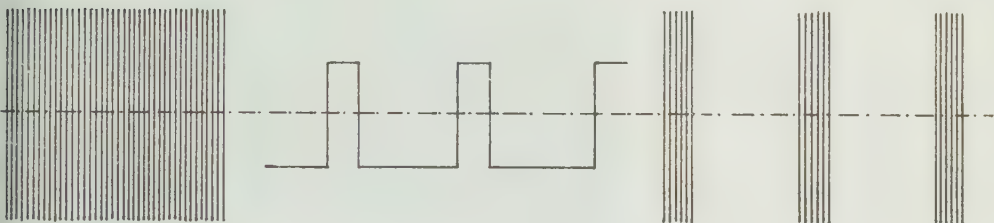


Abb. 25a

Abb. 25b

Abb. 25c

Diese entstandenen Hochfrequenzpakete oder -impulse regen einen Piezowandler an, der auf die Grundfrequenz von  $2,23741 \text{ MHz}$  abgestimmt ist, den Ultraschall-Sendekopf. Die elektromagnetische Hochfrequenzschwingung wird also in longitudinale Ultraschallwellen-Pakete umgesetzt.

Abb. 25d

Oszillogramm der Hochfrequenz-Sinusschwingung,  $f = 2,23741 \text{ MHz}$

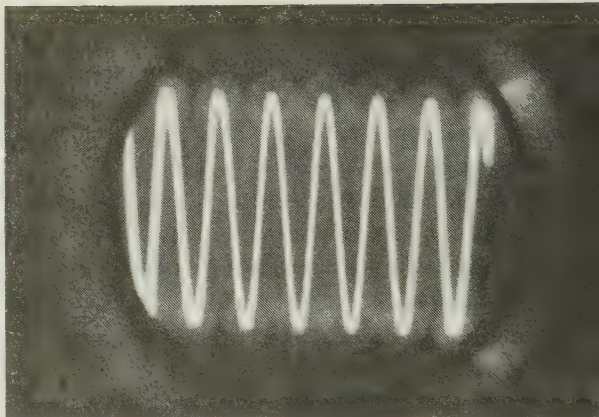


Abb. 25e

Oszillogramm der Takt-schwingung des Impuls-generators

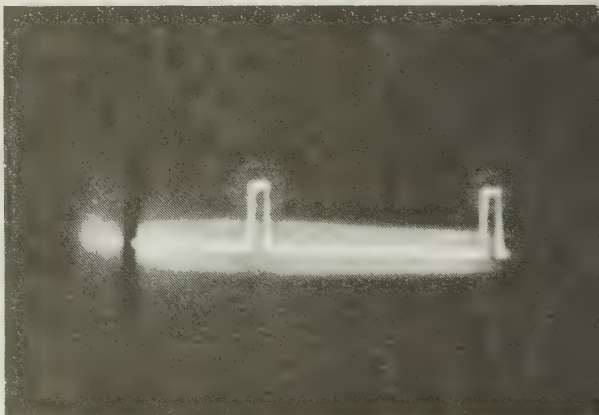
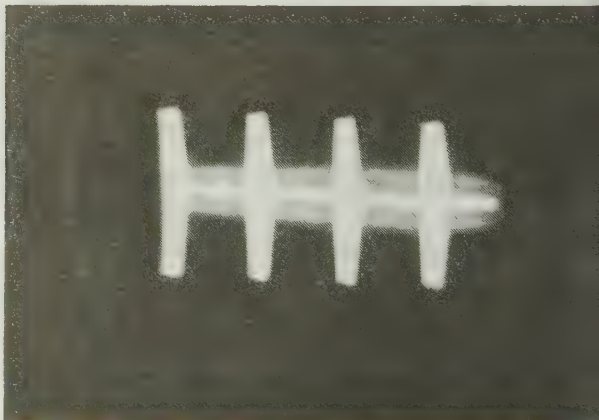


Abb. 25f

Oszillogramm der resul-tierenden Hochfrequenz-pakete



(Den Oszillogrammen der Abbildungen 25 d-f liegen unterschiedliche Zeitablenkungen zugrunde)

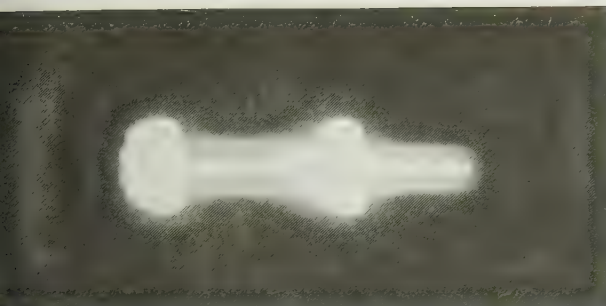


Abb. 25g

Oszillogramm der Empfangs-  
impulse direkt am Auf-  
nehmerkopf

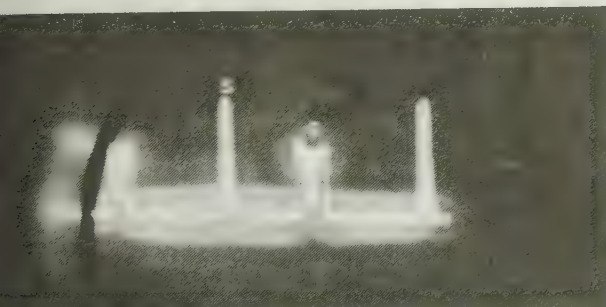


Abb. 25h

Oszillogramm von Sende-  
(S)- u. Empfangsimpulsen  
(E) vor der Aufbereitung

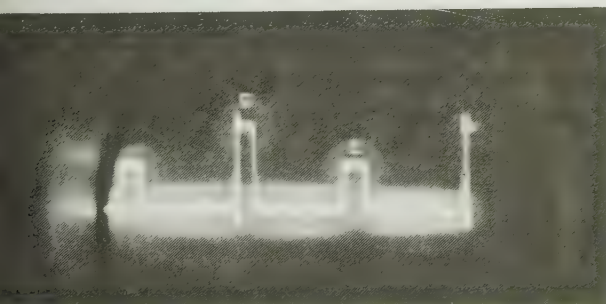


Abb. 25i

Sende- u. Empfangsim-  
pulse nach Aufbereitung

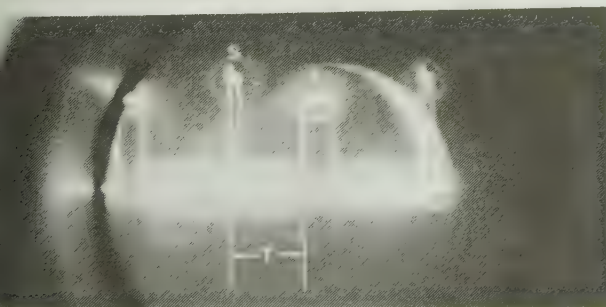


Abb. 25j

Oszillogramm nach Ver-  
stärkung der Impulse

S= Sendeimpuls  
E= Empfangsimpuls  
T= Laufzeit

Über eine Vorlaufstrecke (entgastes  $H_2O$ ) wird der Sendekopf an den Muskel angekoppelt.

Die US-Impulse durchlaufen das Haut-, Fett- und Muskelgewebe, treten an der gegenüberliegenden Seite wieder in eine  $H_2O$  - Ankoppelstrecke ein und treffen auf den Empfangskopf. Dort werden die empfangenen Schallwellenpakete in elektrische Schwingungen zurückverwandelt und verstärkt zur Darstellung gebracht.

Von Interesse ist dabei die Zeit, die einer dieser Ultraschallimpulse benötigt, um durch den Muskel zu laufen. Diese Zeit wird in der vorliegenden Anlage auf dreifache Art und Weise dargestellt: Einmal wird in dem Moment, in dem eine US-Welle den Sendekopf verläßt, ein elektronischer Zähler gestartet, der so lange hochzählt, bis der Impuls den Empfangskopf erreicht hat, um ihn damit zu stoppen.

Dies geschieht mit jedem Impuls, der den Muskel durchläuft. Im Zähler werden die Zähleinheiten in Zeitintervalle umgerechnet, die auf dem Display direkt in  $\mu s$  angezeigt werden.

Die optische Kontrolle erfolgt über ein Oszilloskop dergestalt, daß über den Balancewiderstand Send- und Empfangsimpulse gleichzeitig dargestellt werden. Der Abstand  $T$  beider voneinander entspricht direkt der Laufzeit des Ultraschallsignals über den Umweg der Zeitablenkung des Oszilloskops (vgl. Abb. 25j).

Schließlich wird die Laufzeit über den Plotter 16 noch aufgezeichnet. Dies erfolgt in ähnlicher Weise wie beim Zeitintervallmesser:

Das Sendesignal startet eine elektronische Einheit - den Analogspeicher zur Zeit/Spannungs-Wandlung 12 - deren Ausgangsspannung umso höher ist, je später das

Empfangssignal auftritt (sample & hold-Schaltung bzw. Analogspeicher). Die Ausgangsspannung ist damit proportional der Laufzeit des Ultraschallsignals und steuert die Ordinatenverstärker des X-Y-Schreibers.

Die weiteren im Schema angedeuteten Einheiten dienen vorwiegend der Präzisierung und Bereinigung bzw. 'Kosmetik' der zu verarbeitenden Signale. Darauf wird später zurückgekommen.

Abb. 26a

Baugruppen der Ultraschallanlage

- A= US-Generator
- B= Intervallmesser
- C= Impulsgenerator
- D= Doppelvorverstärker
- E= Distributor
- F= Oszilloskop
- G= Netzgerät
- H= Ankoppeleinheit

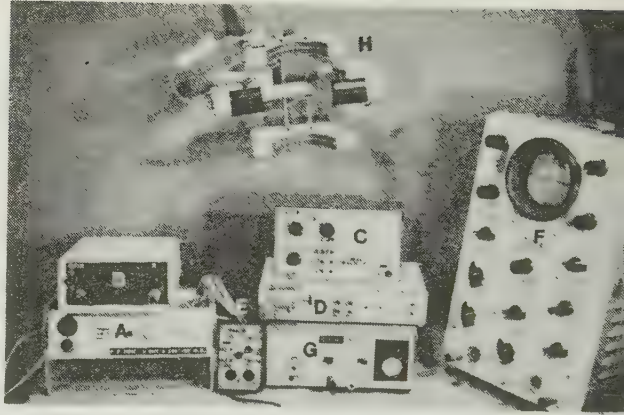


Abb. 26b

US-Generator und  
Distributor

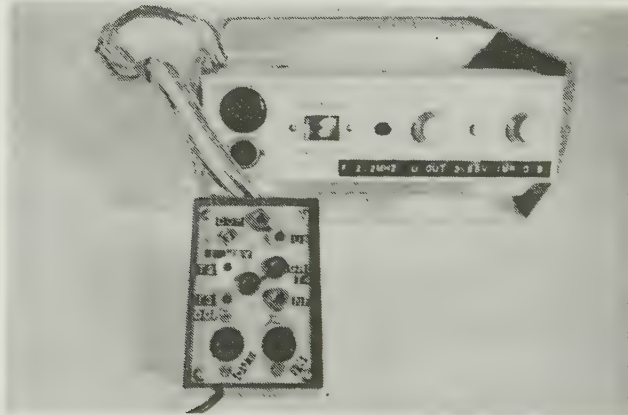


Abb. 26c

Impulsgenerator

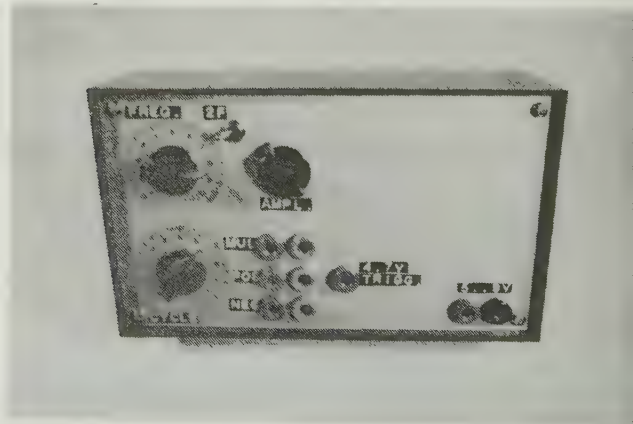




Abb. 26d

Vorverstärker  
(P= Balancewiderstand)



Abb. 26e

elektron. Zähler  
(Intervallmesser)

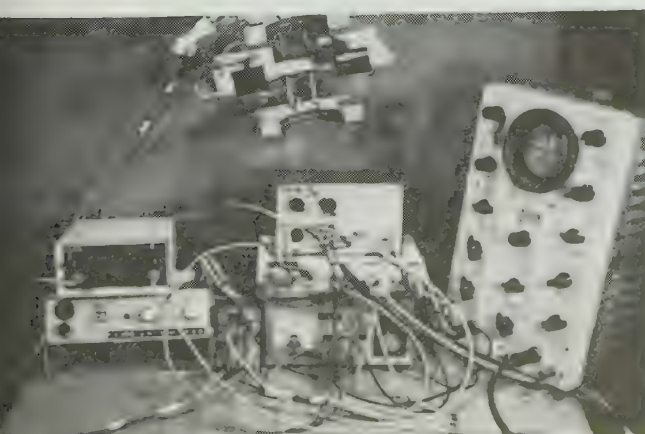


Abb. 26f

Einheiten verschalten

# 11. Die mechanische Ankopplungsanordnung

Wie schon weiter oben ausgeführt, ist die Art und Qualität der Ankopplung an das zu untersuchende Objekt für jede Art von Ultraschall-Messung von größter Wichtigkeit für das zu erwartende Ergebnis. Dies gilt natürlich in gleicher Weise für den Muskel.

Wie bereits bei den allgemeinen Betrachtungen angesprochen, ändert sich mit dem Durchmesser des Muskels infolge unterschiedlicher Bewegungs- und Belastungszustände auch die Laufzeit eines durch ihn geschickten Ultraschall-Signals.

Um diesen Fehler zu kompensieren, wird bei dieser Mechanik die Laufstreckenänderung registriert und in die Zeitintervallmessung integriert.

Dadurch wird eine etwas aufwendigere Apparatur erforderlich, wie sie auf den nachfolgenden Bildern dargestellt ist:

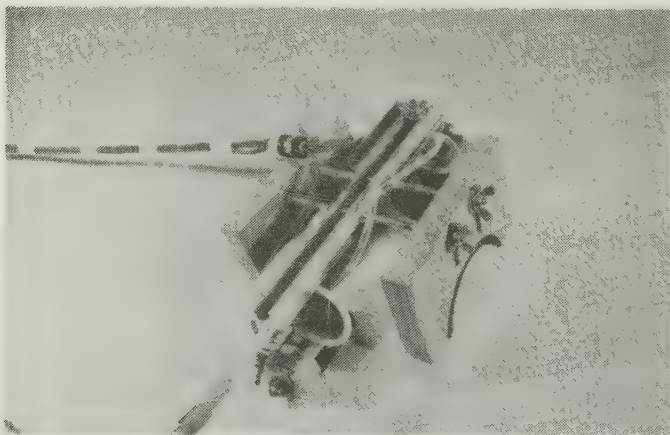
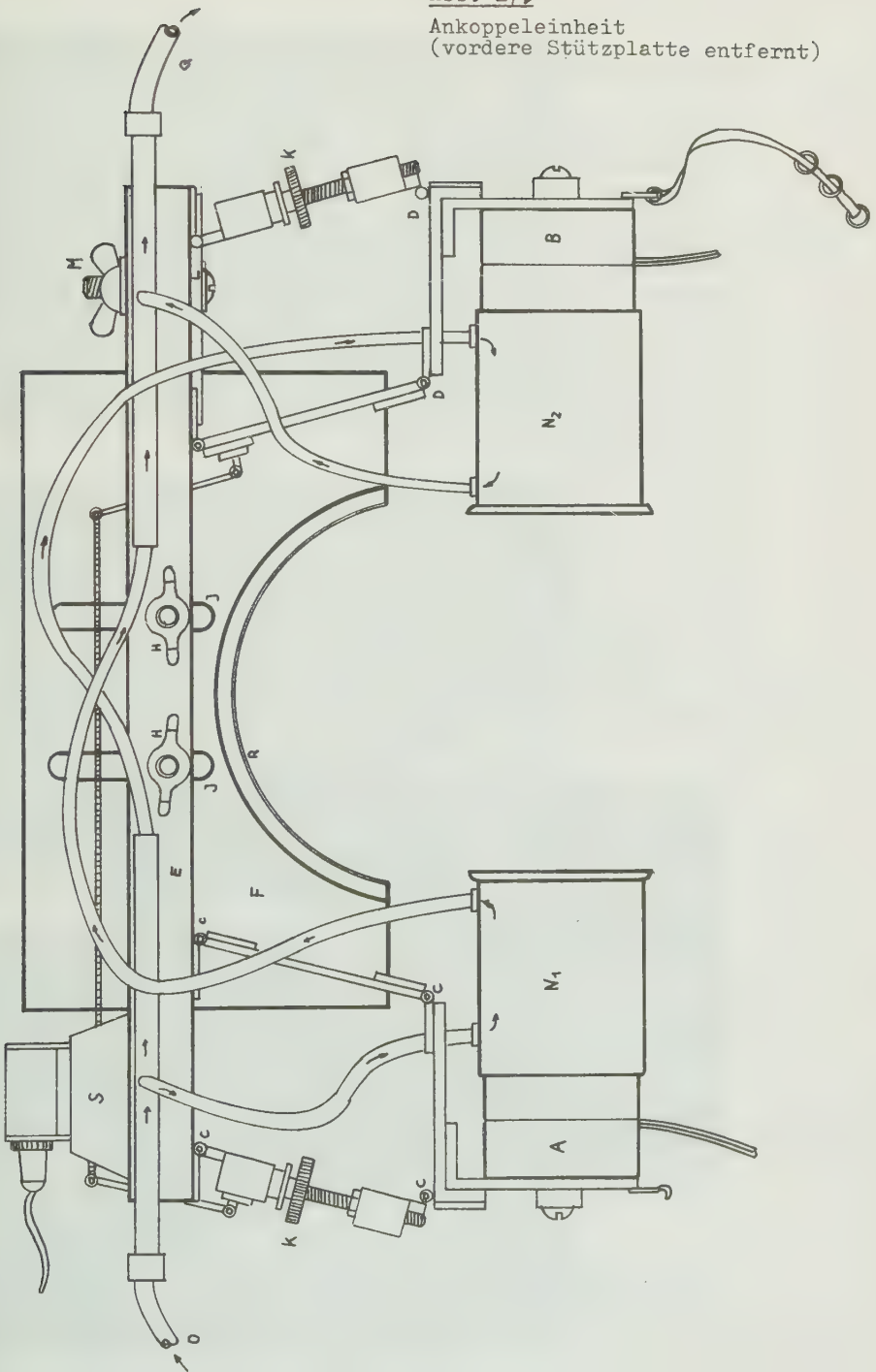


Abb. 27a

Ultraschall-Ankoppeleinheit

Abb. 27b

Ankoppereinheit  
(vordere Stützplatte entfernt)



In den Abbildungen der Ziffer 27 bedeuten:

- A = Ultraschall-Sendekopf
- B = Ultraschall-Empfangskopf
- C = Parallelogrammgelenke links
- D = Parallelogrammgelenke rechts
- E = Grundgestell
- F = proximale Stützplatte
- G = distale Stützplatte
- H = Flügelmuttern zur Gesamthöheneinstellung
- J = Langlöcher zur Gesamthöheneinstellung
- K = Justierschrauben zur Veränderung des Neigungswinkels der Köpfe zueinander
- L = Trägerplatte für rechte Kopfaufhängung
- M = Flügelmutter zur horizontalen Ausrichtung der Köpfe zueinander
- N = linke (1) und rechte (2) Vorlaufstrecke
- O = Wasserzulauf
- Q = Wasserablauf
- R = Polsterung der Stützplatten
- S = opto-elektronische Kompensationseinheit bzw. Aufnehmer für Distanzveränderung der Köpfe

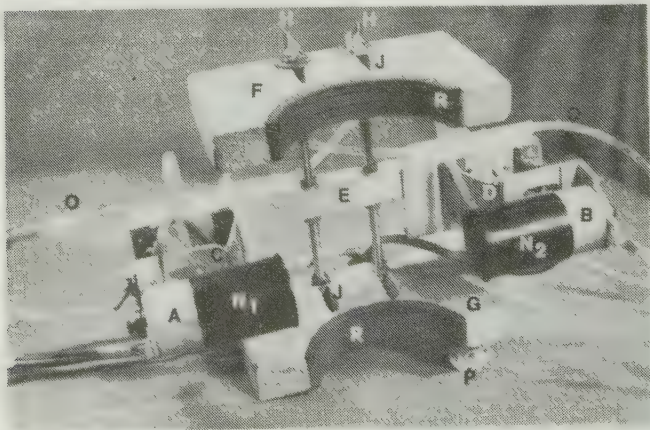


Abb. 27c

Ankoppeleinheit von unten

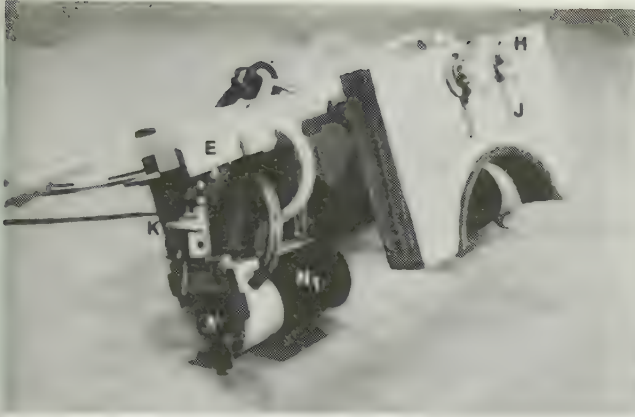


Abb. 27d

Ankoppereinheit von  
der Seite



Abb. 27e

von oben

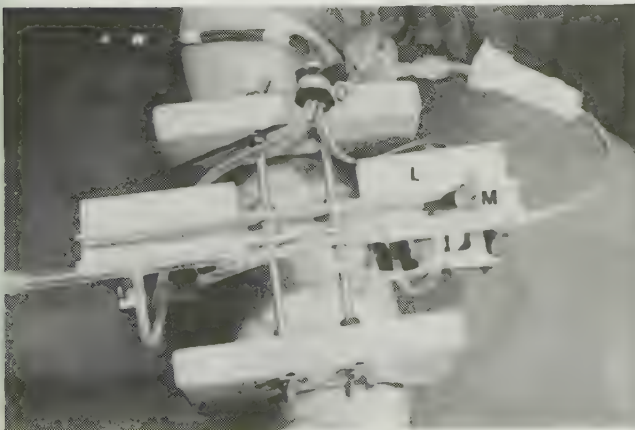


Abb. 27f

von oben in situ

Abb. 27e

Ankoppereinheit in situ



Abb. 27h

Ankoppereinheit in situ  
von der Seite

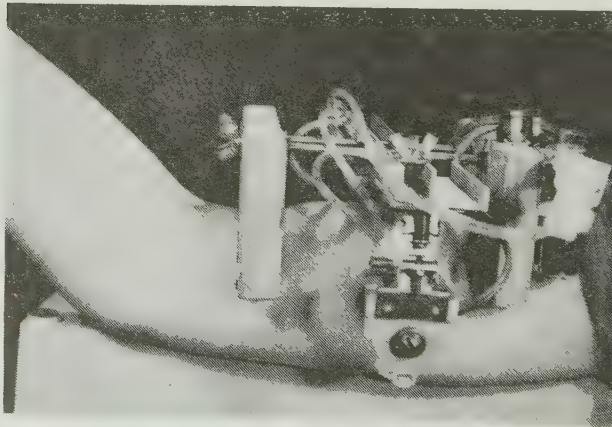
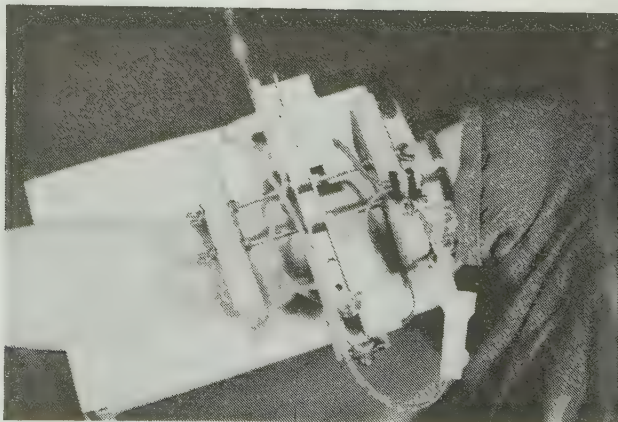


Abb. 27i

in situ von oben



Folgende Forderungen sind dabei an eine Ankoppelanordnung zu stellen:

- Gleichmäßig gute Ankoppelqualität während aller Messungen und bei allen Probanden
- Exakte Aufzeichnung der Änderung der Laufstrecke des Signals die durch die Dickenänderung des Muskels bedingt ist, und zwar synchron zur Laufzeitmessung.
- Ein Koppelmechanismus, der rein mechanisch das Prüfobjekt nicht verändert, d. h. möglichst drucklose, aber wasserdichte Ankopplung und möglichst minimaler Widerstand gegen physiologische Veränderungen der Makrostruktur des Muskels.
- Justierbarkeit des Gerätes auf die anatomische Individualität des Probanden.
- Relativ problemlose, schnelle Anwendung.

Wie aus den Abbildungen der vorigen Seiten unter den Ziffern 27 zu ersehen ist, sind die Ultraschall-Wandler-Köpfe A und B über Parallelogrammgelenke C,D an einem Grundgestell E befestigt. Dieses wiederum liegt über den beiden verstellbaren Stützplatten F und G proximal und distal des M. biceps am Oberarm auf.

Über die Flügelmuttern (H) und die Langlöcher (J) ist das Grundgestell dabei auf die individuellen Gegebenheiten justierbar.

Die exakte Ausrichtung der Köpfe erfolgt in der vertikalen Richtung über die Drehknöpfe (K) und in der horizontalen über die verdrehbare Trägerplatte (I) und die Flügelmutter (M).

Den Köpfen vorgesetzt ist die Vorlaufstrecke (N), die aus einem Rohrstück mit Dichtungswulst besteht, in das jeweils zwei Schlauchanschlüsse für das Koppelmittel (entgastes Wasser) münden. Eine Pumpe (P) erzeugt dabei einen Unterdruck, sodaß aus einem Vorratsbehälter das Koppelmittel durch Vorlaufstrecke 1 und Vorlaufstrecke 2 gesaugt wird. Durch den leichten Unterdruck saugen sich die Köpfe an der Haut fest, wodurch eine konstant gute Ankopplung und gleichzeitige Abdichtung der Vorlaufstrecken erreicht werden.

Durch die Parallelogrammanordnung wird erreicht, daß sich die Köpfe mit Veränderung des Muskeldurchmessers voneinander weg bzw. aufeinander zu bewegen, ohne daß sich aber ihre Ausrichtung aufeinander ändert. Ebenso bleibt die Gesamt-Vorlaufstrecke konstant.

Die reale Laufstreckenänderung, die sich in einer Änderung des Abstandes der beiden US-Köpfe manifestiert,

wird über eine Blende registriert, die den Lichteinfall einer Glühlampe auf einen lichtabhängigen Widerstand (LDR) in Abhängigkeit des Abstandes der beiden Köpfe regelt. Die Form der Blende gestattet es nun, über den LDR eine Spannung zu erzeugen, die dem jeweiligen Durchmesser des Muskels direkt proportional ist.

Diese Spannung, die also der rein mechanisch bedingten Änderung der Laufzeit aufgrund der Laufstrecke entspricht, wird nun über ein Netzwerk mit einer Spannung verglichen, die der Laufzeitrechner erzeugt. Eine Logik regelt beide Spannungen so gegeneinander aus, daß die Differenzspannung Null beträgt, wenn sich die physikalischen Eigenschaften des durchschallten Mediums nicht geändert haben.

Noch einmal verdeutlicht:

Es werden zunächst einmal zwei Spannungen erzeugt:

1. eine Spannung, deren Höhe abhängig ist von der Zeit, die vom Auftreten eines Signals (Sendepuls) bis zum Eintreffen eines zweiten Signals (Empfangsimpuls) verstreicht. Dabei handelt es sich im Prinzip um nichts anderes, als um die Anwendung eines Analogspeichers (sample & hold).
2. eine Spannung, deren Höhe - wie auch immer erzeugt, z.B. über Potentiometer in den Gelenkachsen, oder wie beschrieben über die Steuerung des Lichteinfalls auf einen LDR - abhängig ist vom Abstand der beiden US-Köpfe und damit vom jeweiligen momentanen Durchmesser des Muskels.

Je weiter die beiden Köpfe voneinander entfernt sind, desto höher ist Spannung 1, da die Laufzeit länger wird;

desto höher ist aber auch Spannung 2, die ja vom Abstand direkt abhängt. Beide Spannungen sind direkt proportional zum Abstand der beiden Köpfe, die eine von ihnen aber über den Umweg der Laufzeitmessung. Wenn also ein ganz bestimmtes Medium, dessen für die Schallgeschwindigkeit relevanten physikalischen Eigenschaften sich nicht ändern, z. B. Wasser, verwendet wird und der Abstand der Köpfe wird verändert, so ändern sich beide Spannungen synchron in genau demselben Maße.

Beide Spannungen werden bei dieser Grundeinstellung, also bei einem konstanten Schalleiter als Medium, dessen physikalische Eigenschaften sich während des Versuches nicht ändern, so auf eine Matrix geben, daß die resultierende Ausgangsspannung 0 ist (Differenzschaltung). Egal, wie weit die Köpfe voneinander entfernt sind, die Differenzspannung ist Null.

Erst wenn sich die Spannung 1 in einem anderen Maße ändert, als die Spannung 2, tritt als Differenzspannung eine dritte Spannung auf, deren Höhe nun davon abhängt, in welchem Maße sich die Änderung der Spannung 1 von der Änderung der Spannung 2 unterscheidet.

## 12. Muskelmorphologie, -physiologie und -biochemie

Bevor die spezielle Besprechung der Brauchbarkeit des Ultraschallsystems für die Tonusmessung eingeleitet wird, soll etwas näher auf Anatomie, Physiologie und Biochemie des Muskels eingegangen werden, soweit dies für die Untersuchung erheblich ist.

Muskeln sind differenzierte Zellverbände, die Bewegungsfunktionen übernommen haben und in glatte und quergestreifte Muskulatur eingeteilt werden, wobei die quergestreifte Muskulatur weiter nach strukturellen und funktionellen Eigenschaften unterschiedlich aus im wesentlichen vier Fasertypen aufgebaut ist:

- schnelle Zuckungsfasern
- Herzmuskelfasern
- langsame Zuckungsfasern
- Tonusfasern

Wie schon festgestellt, beziehen sich die Überlegungen auf die ventralen Muskelgruppen des Oberarmes, das sind M. brachialis und M. biceps brachii, also Muskeln, die zur Bewegungs- und Haltemuskulatur gehörend schnelle und langsame Zuckungsfasern enthalten. Dieser Skelettmuskeltyp zeigt die höchste strukturelle Differenzierung unter den Muskelarten. Unabhängig voneinander können kleinste Gruppen von isolierten Einzelfasern als sogenannte motorische Einheiten in Funktion treten.

Die Abbildung 28 zeigt schematisch die Muskelstruktur bis zum molekularen Feinbau den kontraktile Elemente:



Das Bindegewebe insgesamt bildet etwa 15 % des Gesamtproteins des Muskels.

Die Skelettmuskelfasern haben einen mittleren Durchmesser von ca. 80  $\mu\text{m}$ , wobei ihre Länge zwischen Millimetern und Zentimetern schwankt. Die fibrillären Proteine ihres kontraktiven Apparates sind in Bündeln, den sog. Myofibrillen, zusammengefaßt, welche einen Durchmesser von ca. 1  $\mu\text{m}$  haben und aus identischen Konstruktionselementen, den Sarkomeren aufgebaut sind. Die Sarkomeren sind in Faserrichtung angeordnet und durch die Z-Scheiben voneinander getrennt. Dadurch ergibt sich eine Länge der einzelnen Sarkomeren von 2,3  $\mu\text{m}$  im Mittel.

Die Mikrostruktur der Sarkomeren besteht aus Proteinfilamenten, die wieder parallel zur Faserrichtung laufen. Dabei unterscheiden sich dicke Filamente, die in den A-Banden auftreten von dünnen in den I-Banden. Jede der hexagonal im 15 nm-Abstand angeordneten 10 nm starken dicken Filamente ist im Überlappungsbereich von sechs oder mehr dünnen Filamenten umgeben, die selbst einen Durchmesser von 5 nm haben (vgl. auch Abb. 31c).

Diese A- und I-Filamente gleiten bei Muskelbewegung nach den elektromechanischen Mechanismen, die durch die Gleitfilamenttheorie beschrieben werden, aneinander vorbei, wobei bei 60 % der Ruhelänge die I-Filamente aufeinander stoßen und sog. Kontraktionsbanden entstehen lassen.

Die Strukturproteine sind alle, z.T. sogar hochgradig, asymmetrisch, d. h. viel länger als dick.

Die in Abb. 29 gezeigten kontraktiven Eiweiße sind wie folgt aufgebaut:

Myosin besteht aus mehreren Untereinheiten, ist in den A-Abschnitten anzutreffen und ca. 150 nm lang.

Der stäbchenförmige Schaftteil setzt sich aus zwei helikalen L-Meromyosin - Peptiden zusammen (LMM = light meromyosin), der Kopf aus globulären Proteinen (H-Meromyosin S<sub>1</sub> ; HMM-S<sub>1</sub> = heavy meromyosin) mit einem aktiven Zentrum mit ATPase.

Kopf und Schaft sind durch einen drehbaren Hals aus HMM-S<sub>2</sub> verbunden.

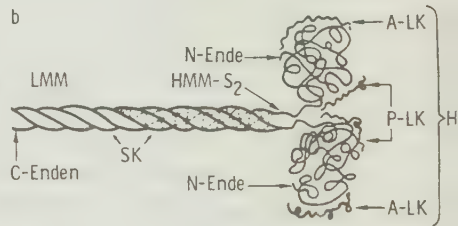
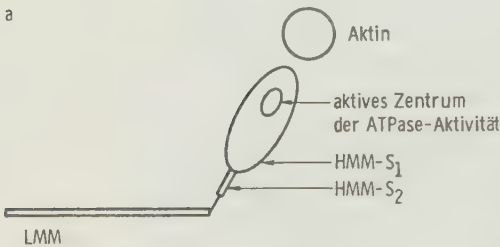


Abb. 29a

Schematische Darstellung eines Myosinmoleküls

Abb. 29b

Chemische Struktur eines Myosinmoleküls

(Aus K.Brecht: "Muskelphysiologie" in (5) nach K.Schwartz: La recherche 9, 1978, 683-685)

Die Myosinmoleküle legen sich helikal zu dicken Filamenten zusammen, aus deren Enden die Köpfe herausragen, die Querbrücken zu den Aktinfilamenten herstellen.

Aktin, ein globuläres Eiweiß bildet zusammen mit dem fädigen Tropomyosin, dem wiederum das globuläre Protein Troponin angelagert ist, die Aktinfilamente, indem sich zwei helikale Tropomyosin-Moleküle in die Rinnen der beiden Aktinstränge wickeln, wobei in Abständen von 40 nm Troponin-Moleküle angelagert sind.

Wie Abb. 29b zeigt, enthält das Myosin des Skelettmuskels zwei große Polypeptidketten vom MW ca. 200'000; auf dem C-terminalen Ende wickeln sich die Ketten umeinander und bilden den Schaft, während am N-Ende zwei Knäuel gebildet werden, die den zweiteiligen Kopf bilden, der von zwei Paaren leichter Ketten umhüllt wird, die sog. "Alkali" - A-LK und phosphorylierte leichte Kette P-LK, die nicht-kovalent an die schweren Ketten assoziiert sind.

Wie vorhin erwähnt, gleiten nach der Theorie der "sliding filaments" (nach H. E. HUXLEY und J. HANSON) die A- und I-Filamente bei Längenänderung der Muskelfaser aneinander vorbei, ohne ihre Eigenlänge wesentlich zu ändern.

Durch eine einmalige Drehbewegung der Querbrücke verkürzt sich ein einzelnes Sarkomer um ca. 1 % (2 mal 10 nm) seiner Länge. Bei einer maximalen isotonischen Kontraktion (Verkürzung um ca. 40 % der in corpore-Länge) müßten sich demnach die Querbrücken etwa 40mal an die Aktinfäden anheften und diese wieder loslassen. Bei großer Verkürzungsgeschwindigkeit gibt es wahrscheinlich nicht genügend Zeit für eine jede Brücke sich jeweils in Abständen von 10 nm anzuheften und es ist somit möglich, daß viele oder sämtliche Haftpunkte "übersprungen" werden. Bei isometrischen Kontraktionen dagegen sollte es

möglich sein, daß eine gewisse Querbrücke sich wiederholt an dieselbe Stelle des Aktinfadens anheftet und sie wieder losläßt. Trotzdem kommt es zu keinen Oszillationen der Kraftentwicklung im ganzen Muskel, weil die Bewegungsphasen der einzelnen Brücken nicht synchron ablaufen. (5, 12.5)

Diese Erkenntnisse sind im Hinblick auf die Fragestellung sehr wichtig, sodaß sie nochmals zusammengefaßt werden sollen:

- Die kontraktile Einheiten des Muskels bestehen aus dicken (Myosin-) und dünnen (Aktin-) Filamenten.
- Eine Muskelkontraktion erfolgt dann, wenn die Filamente aneinander vorbeigleiten und dabei die Sarkomere verkürzen.
- Ein Myosinfilament besteht aus ca. 150 - 360 Myosinmolekülen und damit aus ebensovielen Köpfen.
- Eine Kontraktion entsteht durch sterische Verbindung bzw. Trennung von Aktin-Tropomyosin-Troponin-Komplexen mit den Myosinköpfchen.
- Verbindungen und Trennungen verlaufen nicht synchron; bei der enormen Zahl von Köpfen macht sich die oszillatorische Bewegung des einzelnen nicht bemerkbar, vielmehr stellt sich eine statistische mittlere Spannung ein.
- Durch die statistische mittlere "Aktiviertheitszahl" der einzelnen Bindungsstellen ändert sich das Molekulargewicht des Gesamtkomplexes nicht.

Die Vorgänge beim Anspannen eines Muskels im molekularen Bereich ist in der nachstehenden Abbildung vereinfacht dargestellt:

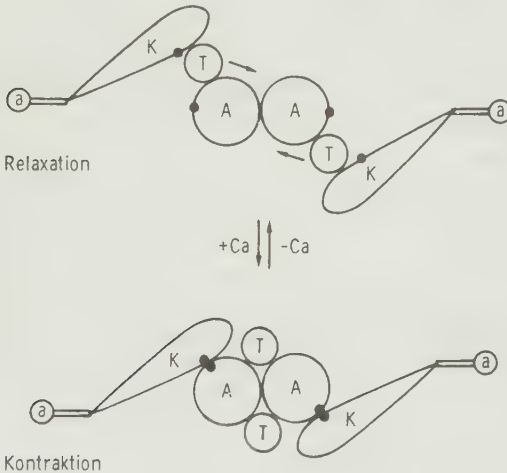


Abb. 30

A = Aktin  
 T = Tropomyosin  
 K = Myosinkopf (HMM-S<sub>2</sub>)  
 a = Achse zwischen  
 HMM-S<sub>2</sub> und LMM

Es sind jeweils Transversalschnitte durch die Aktin-Stränge dargestellt; die Schaftteile (LMM) der Myosinmoleküle sollte man sich senkrecht zur Papierebene nach unten vorstellen! In der Ruhe (Zustand der Relaxion) trennen die Tropomyosinfäden die Myosin-Köpfe und die Aktin-Moleküle sterisch

voneinander. Bei der Kontraktion "rutschen" die Tropomyosinfäden in die Rinnen der Aktinstränge; infolgedessen werden starke Verbindungen zwischen Myosin-Köpfen und den Aktin-Molekülen hergestellt. Durch eine Drillbewegung in umgekehrter Richtung werden die Kontakte zwischen den Myosin-Köpfen und den Aktin-Molekülen wieder gelöst. Die "Ruderbewegung" der Myosin-köpfe schieben die Aktinstränge senkrecht zur Papierebene nach vorne.

(Nach 5, 12.23; aus J.M. GILLIS; La recherche 6, 1975, 840 - 849)

Nachstehend noch einige weitere Abbildungen zur Physiologie, Anatomie und Biochemie des Skelettmuskels.

(Hier sei auch wieder auf die Arbeit von G. KIND (57) verwiesen.)

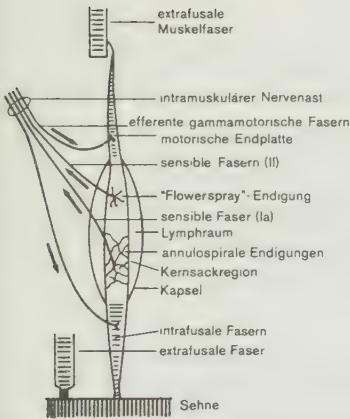


Abb. 4. Die Muskelspindel (schematisch dargestellt) (nach Ganong: Lehrbuch der Medizinischen Physiologie, 2. neubearbeitete Aufl. Springer-Verlag Berlin 1974)

Abb. 31<sub>a</sub>  
-nach (26)-

Abb. 31<sub>b</sub>  
-nach (26)-

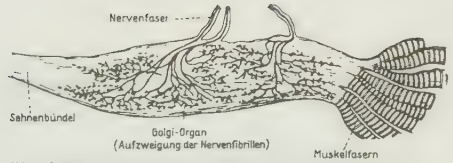


Abb. 5. Golgisches Sehnenorgan (nach Gray: Anatomy of the Human Body, 28. Ed. C. M. Gross Ed., Philadelphia: Lea & Febiger 1966).

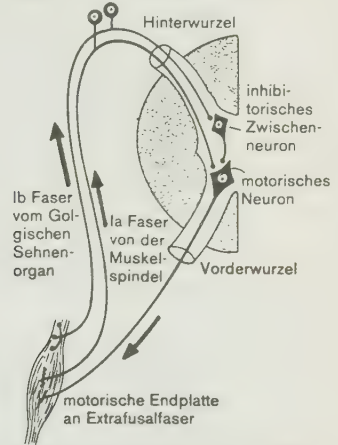


Abb. 6. Reflexbahn für Dehnungsreflexe und inversen Dehnungsreflex. Dehnung stimuliert die Spindel und Impulse gehen über die Ia-Faser und erregen das motorische Neuron. Ebenso wird das Golgische Sehnenorgan stimuliert und Impulse über die Ib-Faser aktivieren das Zwischenneuron, das die Hemmung auslöst. Bei starker Dehnung ist die Hyperpolarisation des motorischen Neurons so groß, daß es die Entlastung einstellt (aus Ganong: Lehrbuch der Med. Physiologie, 3. neubearbeitete Aufl., Springer-Verlag, Berlin 1979)

Abb. 31<sub>c</sub>  
-nach (24)-

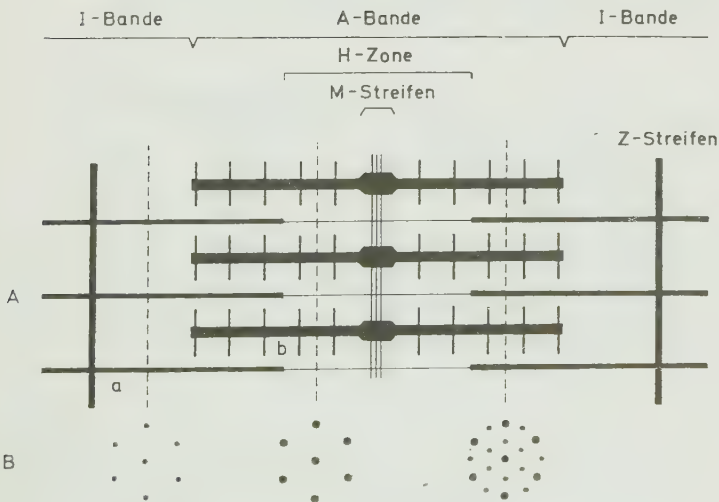


Abb. 26-1. Aufbau der Sarkomere (schematisch)

A Längsschnitt; B Querschnitte, die unterbrochenen Linien geben die Ebenen der Querschnitte an; a Actin-fäden; b Myosinfäden

### 13. Proteinverteilung im Muskel

Für die Frage, ob für die Tonusmessung die Ultraschall-Laufzeit-Methode angewandt werden kann, ist es wichtig, abzuschätzen, welchen Prozentsatz an "geschwindigkeitsrelevantem Material" im Gegensatz zu "nicht-geschwindigkeitsrelevantem Material" ein gedachter Strahl quer durch den M. biceps brachii durchlaufen würde.

Die Strukturen, die sich während einer Kontraktion ändern und damit evtl. eine Beeinflussung der Laufzeit eines Ultraschallsignals hervorrufen könnten, sind die oben besprochenen kontraktilen Elemente, also die Sarkomeren.

Ihre tatsächliche Verteilung hinsichtlich eines sie kreuzenden US-Signals in Bezug auf die "Reststrukturen" zu berechnen, ist nicht möglich. Eine grobe Abschätzung wird dagegen durch die Betrachtung der chemischen Zusammensetzung ermöglicht.

Die Gesamtproteine des Muskels machen dabei etwa 20 % der Masse aus.

Die Tabelle nach HASSELBACH/KRAMER (1) veranschaulicht die Proteinverteilung:

|                                | <u>mg/Gramm Muskulatur</u> |
|--------------------------------|----------------------------|
| Gesamtprotein                  | 200                        |
| Proteine im Sarkoplasma        | 45                         |
| Intrazelluläre Membranen       | 10-15                      |
| und Mitochondrien              | 10-15                      |
| Kontraktile Proteine    Myosin | 70-75                      |
| Aktin                          | 25-30                      |
| Tropomyosin u. Troponin        | 7 u. 8                     |
| <u>Bindegewebe</u>             | <u>25 ca.</u>              |

Die kontraktiven Proteine, also Myosin, Aktin, Tropomyosin und Troponin machen zusammen ca. 11 % aus.

Wenn man weiter davon ausgeht, daß die Sarkomerabmessungen charakteristisch für die Verteilung der kontraktiven Proteine ist, kommt man auf ein Verhältnis von 1:2,3 Durchmesser zu Länge. Für den Meßstrahl bedeutet dies eine Reduzierung auf 4,78 % laufzeitrelevantes Material bezüglich der Laufstrecke.

Für eine spekulative "Extrembedingung": "Völlige Relaxion" ergibt sich rein rechnerisch für einen Strahl, der hypothetisch nur noch A-Banden-Material durchdringen soll, der theoretische Wert von 3,35 % laufzeitspezifisches Medium und für die Bedingung "völliger Kontraktion" (bzw. 60 % Kontraktion) eben 4,78 %.

Bei der Betrachtung der stofflichen Zusammensetzung des Skelettmuskels ergibt sich, daß 76,8 % der Muskelmasse auf Wasser entfallen, 32,2 % auf den "Rest", wobei bei dieser groben Abschätzung "Rest" gleich "Protein" gesetzt werden soll (in Wirklichkeit sind es sogar nur 20 %).

Die Schallgeschwindigkeitswerte für "Rest = Protein" läßt sich ermitteln aus folgenden Angaben (nach 9, 305):

$$c_{\text{Wasser}} = 1497 \text{ m/s}$$

$$c_{\text{Muskel}} = 1568 \text{ m/s}$$

$$m_{\text{Wasser}} = 76,8 \%$$

$$m_{\text{Protein}} = 23,2 \%$$

Ein einfacher Dreisatz ergibt dann für die Schallgeschwindigkeit im Medium "Protein":  $c_{\text{Protein}} = 1860 \text{ m/s}$ .

Wenn von einer Laufstrecke  $s = 100 \text{ mm}$  ausgegangen wird, stellt sich folgendes Bild dar:

Beim Fall "kontrahiert" läuft der Strahl nach den Mischwert  $c_{\text{Muskel}} = 1497 \text{ m/s}$ , beim Fall "ganz extendediert" fehlt der Anteil der I-Bande, also die aus obigen Werten zu errechnenden  $1,43 \%$  relevanter Laufstrecke mit "Proteingeschwindigkeit", die jetzt durch "Wassergeschwindigkeit" ersetzt werden soll.

$1,43 \%$  von  $100 \text{ mm} \hat{=} 1,43 \text{ mm}$

$1,43 \text{ mm}$  bei  $c_{\text{Protein}} = 1860 \text{ m/s}$  ergeben eine Laufzeit von  $0,769 \mu\text{s}$

$1,43 \text{ mm}$  bei  $c_{\text{Wasser}} = 1497 \text{ m/s}$  ergeben eine Laufzeit von  $0,955 \mu\text{s}$

d. h. beim Fall "ganz extendediert" kommt theoretisch der hypothetische Ultraschallimpuls  $0,186 \mu\text{s}$  später an, als beim Fall "ganz kontrahiert".

Schon hier wird klar, daß eine Meßungenauigkeit, die etwa dadurch entstünde, daß die US-Köpfe nur um  $0,5 \text{ mm}$  ihren gegenseitigen Abstand änderten, einen Fehler von über  $200 \%$  ergäben; wenn sich bei einer Kontraktion die Köpfe der Meßvorrichtung z.B. durch Verschiebung der Eintrittshöhe etwa nur  $2,5 \mu\text{m}$  ! auseinanderbewegten, wäre keine Veränderung des Meßwertes durch die Kontraktion selbst zu registrieren.

Diese Meßbedingung ist - wie gesagt - hypothetisch, denn es wird ja nie der Fall eintreten, daß auf der Strahlgeraden nur A- bzw. I-Banden liegen, sondern man muß davon ausgehen, daß auch in völlig extendediertem Zustand Strahlenbündel sowohl durch A-I-Dopplungen wie durch reine I- oder

reine A-Banden hindurchgehen, zumal ja überhaupt unmöglich ist, daß der Strahl auf alle Sarkomeren senkrecht auftrifft.

Die Einflüsse der serien- und parallelelastischen Elemente, die ja auch gedehnt bzw. entspannt werden sind ebensowenig zu erfassen, wie der rechnerische Anteil von Kavitäten wie Tubulisysteme, Blut- und Lympfgefäße und andere Dichtesprünge hervorrufoende Strukturen.

#### 14. Muskel und Elastizitätsmodul

Wie eingangs erwähnt, kommt es bei der Ultraschallmessung darauf an, daß in den Strahlengang Material mit unterschiedlicher Schallgeschwindigkeitskomponente hinein- kommt bzw. herausgenommen wird.

Eine Dichteänderung in molekularer Hinsicht findet nicht statt, da sich weder Gewicht noch Volumen der Muskelfasern hinreichend ändern. (Der geringe Volumensprung auf Grund verschiedener spez. Gewichte von Substraten und Produkten biochemischer Umwandlungsvorgänge während der Bewegungs- abläufe ist vernachlässigbar.)

Für feste Körper, die isotrop und allseitig unendlich aus- gedehnt sind, gilt für die Schallgeschwindigkeit von Longi- tudinalwellen die Beziehung

$$c_s = \sqrt{\frac{E}{\varrho} \frac{(1-\mu)}{(1+\mu)(1-2\mu)}}$$

wobei E der Elastizitätsmodul,  $\varrho$  die Dichte und  $\mu$  der Poissonsche Querkontraktionskoeffizient sind.

Für diese Zwecke läßt sich die Formel vereinfachen auf

$$c_s = \sqrt{\frac{E}{\varrho}} \quad \text{bzw.} \quad c_s = \sqrt{\frac{K}{\varrho}} = \sqrt{\frac{1}{\kappa \cdot \varrho}}$$

für Flüssigkeiten. K ist dabei der Kompressionsmodul und  $\kappa = \frac{1}{K}$  die Kompressibilität der Flüssigkeit.

In der Literatur findet man einen Elastizitätsmodul für Skelettmuskulatur, der zwischen  $0,001 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$  und  $0,1 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$  je nach Vordehnung schwankt (5).

Für die Schallgeschwindigkeit ist diese scheinbar große Änderung des Elastizitätsmoduls jedoch irrelevant, da sich die Angaben nicht auf molekulare Gegebenheiten beziehen, sondern den Gesamtkomplex z.B. *Musculus biceps brachii* betrachten.

Grob gesagt: der Elastizitätsmodul eines Fußballes, der zweifellos gemessen werden kann, sagt nichts aus über den Elastizitätsmodul des Gummis, aus dem er besteht.

Ebenso können einige Träger die Gesamtfestigkeit etwa einer Baukonstruktion erheblich verändern, je nach der Art, in der sie in die Gesamtanlage eingebunden werden.

Ähnlich kann man die offensichtlich erhöhte Festigkeit eines kontrahierten Muskels im Gegensatz zum entspannten interpretieren als Erhöhung der Statik durch mechanisch geeigneten Umbau des Stütz- und Verstrebungssystems. Dabei bleiben jedoch die Materialwerte Elastizitäts- bzw. Kompressionsmodul und Dichte der Konstruktionselemente konstant. Was sich ändern kann, ist die Menge an Material mit eben diesen fixen Werten, deren einzelne Laufzeiten sich addieren könnten.

## 15. Ultraschallfeld im Muskel

Die Überlegungen der Abschnitte 7-9 gelten prinzipiell auch für die Ausbreitung der Schallwellen im Muskel.

Geht man von einer kreisförmigen Wandlerfläche aus und sendet einen US-Impuls von z.B. 10 Wellenlängen, so werden sich Verdichtungen und Verdünnungen der Longitudinalwellen durch den Muskel fortpflanzen und im Empfangssystem in Amplitudenschwingungen umgewandelt werden. Dabei wird nun die erste Verdichtung die Empfänger-Wandlerfläche nicht so erreichen, wie sie den Sender verlassen hat.

Ein homogenes Ausbreitungsmedium hätte zur Folge, daß auf dem Oszilloskop ein einzelner kurzer Impuls zu sehen wäre. Dieser Impuls wird auch beim Medium Muskel erzeugt und zwar durch den Teil der "Verdichtungsscheibe", der den Empfänger als erster erreicht, also den Weg mit der höchsten Schalleitungsgeschwindigkeit bzw. den kürzesten Weg genommen hat. (Es sei vorausgesetzt, daß die Amplituden auf dem Bildschirm durch geeignete Schaltungsmaßnahmen auf gleiche Höhe gebracht werden.) Da die oszillographeninterne Zeitablenkung den Elektronenstrahl in Richtung Abszisse weiterführt, erscheinen alle nacheinander eintreffenden Teilverdichtungen als Spannungsspitzen nebeneinander, der letzte, "langsamste", ganz rechts. Aus einem einzigen Verdichtungsstoß ist also ein nach der Gaußschen Normalverteilung von Spannungsspitzen angefülltes Rechteck geworden, das umso breiter wird, je unterschiedlicher die einzelnen Laufzeiten ausfallen und je höher die Zeitablenkung geschaltet ist. (Vgl. Abb. 25h)

Bei geeigneter Impulsfolgefrequenz ergibt sich bei einer Ultraschallfrequenz von 2 MHz und den im Abschnitt 13 angenommenen spekulativen Vereinfachungen folgendes Bild, wobei die Impulslänge 10 Perioden dauern soll:

Impulsdauer 5  $\mu$ s:

schnellste Laufzeit z.B. 63,88  $\mu$ s

langsamste Laufzeit 63,88  $\mu$ s + 0,186  $\mu$ s + 5  $\mu$ s = 69,07  $\mu$ s

Bei diesem Beispiel muß dann auf eine Zeitablenkung von 20  $\mu$ s/cm geschaltet werden, um Sende- und Empfangsimpuls auf den Schirm eines Oszilloskops zu bringen.

Der Sendeimpuls wäre dann gerade 2,5 mm breit. Der Beginn des Empfangsimpulses läge 3,19 cm rechts davon und hätte eine Breite von 2,59 mm, wenn nicht gar wesentlich breiter durch verspätet eintreffende Reflexionen oder ähnliche Artefakte.

Man sieht schon, daß sich Laufzeitdifferenz und Impulsdauer um den Faktor 30 unterscheiden. Kleinere Impulsdauern sind auf dem Bildschirm kaum mehr erkennbar. Davon abgesehen: diese 0,186  $\mu$ s Laufzeitunterschied beim rein hypothetischen Idealfall zwischen völlig kontrahiertem und völlig entspanntem Muskel würde auf dem Bildschirm eine Empfangsimpulsverschiebung von nur 0,1 mm ergeben!

Wenn man all die in den vorigen Abschnitten kurz angesprochenen anatomisch-morphologischen Gegebenheiten zusätzlich berücksichtigt und noch einen - wahrscheinlich untertriebenen - Sicherheitsfaktor von 10 einrechnet, wird ersichtlich, daß eine optische Kontrolle per Oszilloskop illusorisch ist - auch bei den idealisierten Unterstellungen.

Für den Einsatz des digitalen Zählers müsste dann als erste Forderung gelten, daß er eine Auflösung von wenigstens 10 ns haben müsste, um beim Vorgang einer völligen Kontraktion wenigstens 10 Zwischenwerte einer zu zeichnenden Kurve aufnehmen zu können. Gute Intervallmesser haben eine Auflösung von 100 ns, wobei hohe Torzeiten den Einsatz verbieten. Ein speziell für diesen Einsatz konzipierter Zeitintervallmesser müsste eine Referenzfrequenz im Gigahertzbereich aufweisen, um dieser Aufgabe gerecht werden zu können.

Wenn für die Aufgabe gefordert wird, die Laufgeschwindigkeitsänderungen in Abhängigkeit bestimmter Größen, z.B. vom Winkel, den Ober- und Unterarm zueinander bilden - als Parameter etwa die verschiedenen Belastungen, liegt nahe, als Lösung an ein einfaches System zu denken, z.B. über einen CMOS-Schalter mit Beginn des Sendeimpulses über eine Konstantstromquelle einen Kondensator aufzuladen und die erreichte Spannung beim Eintreffen des Empfangsimpulses an einen Meßverstärker weiterzugeben. (Schaltungsvorschlag im Anhang). Die jeweilige Spannung entspräche dann direkt der Laufzeit (sample & hold-Schaltung, siehe auch Abschn. 10).

Dies ist jedoch für die geforderte Exaktheit illusorisch, da mit vertretbarem Aufwand keine genügend hohe Linearisierung des Lade- und Umklemmvorganges für eine Differenzierung im 10ns-Bereich erreicht werden kann. Man müsste an eine hochauflösende Digitalisierung der Zeitinformationsverarbeitung denken, mit nachfolgender D-A-Wandlung zu Betrieb eines Plotters.

Das Hauptproblem dabei ist, exakte Start- und Stoppunkte für die Meßanordnung zu finden. Der Startpunkt ist dabei leicht zu definieren, er wird durch den Taktgenerator vorgegeben. Die Festlegung des Stop-Punktes dagegen ist problematisch.

Zur Verdeutlichung folgender Gedankengang:

Bei einer Frequenz von 2 MHz im Muskel treten nach dem Huygensschen Prinzip Verdichtungsmaxima in Abständen von ca. 0,7 mm auf, d.h. auf ein Maximum folgt im Abstand von 0,35 mm eine Nullstelle. Bei den oben angenommenen geometrischen Verhältnissen, also Abstand 100 mm, senkrechte Durchdringung, absolute Parallelität der Sende- und Empfangsköpfe usw. genügt eine Winkelabweichung von um die  $10^\circ$ , daß statt eines erwarteten Maximums eine Nullstelle auf die Empfangsfläche trifft. Diese Winkelabweichung kann durch geringste Bewegungen oder Brechungen an anatomischen Substraten, die geringgradige Dichtesprünge aufweisen, hervorgerufen werden. Würde also erst der nachfolgende Wellenberg eine Registrierung hervorrufen, entstünde für Beobachter und Meßelektronik der Eindruck, daß die Laufzeit 0,25  $\mu$ s länger gedauert hätte - eine Zeitspanne, die doppelt so groß ist, wie die hypothetisch maximal möglichen Veränderungen während des idealisierten Kontraktionszykluses! Um diesen Fehler zu minimieren, muß die Frequenz mindestens verzwanzigfacht werden, also 40 MHz und mehr. Je höher aber die Frequenz steigt, desto schwerer ist sie auch in den Griff zu bekommen, das gilt insbesondere auch für die Ultraschalltechnik.

Eine Erhöhung der Frequenz ist auch im Hinblick auf die Auflösung zu fordern. Zwar sind die Verhältnisse beim Durchschallungsverfahren hinsichtlich der Frequenzwahl in bezug auf das Auflösungsvermögen prinzipiell zu unterscheiden von denen beim Impuls-Echo-Verfahren, wo eine an der 'Ungänze' reflektierte US-Welle immer mehr in Form einer Kugelwelle zurückgestrahlt wird, je größer die Wellenlänge und je kleiner die Frequenz damit ist und einfach technische Gegebenheiten wie Streuung, Dämpfung, Brechung und eine Verstärkungsmöglichkeit, die auf Grund des thermischen Eigenrauschens 100 dB nicht übersteigen kann, eine Ortung kleiner Ungänzen nur mit kleinen Wellenlängen ermöglichen, dagegen beim Durchschallungsverfahren des Muskels mit seinen relativ geringen Dichtesprüngen keine Echos empfangen werden müssen. (Vgl. Abschn. 7)

# 16. Schalleitung auf molekularer Ebene

Schalleitung geht auf molekularer Ebene vor sich.

Auch bei der Durchschallung des Muskels handelt es sich um Körperschall, der dadurch weitergeleitet wird, daß Atome bzw. Moleküle kinetische Energie aufnehmen und an die Nachbarmoleküle weitergeben. Die Geschwindigkeit, mit der sie dies tun, hängt von ihrer eigenen Beschaffenheit ab.

S. PARTHASARATHY (12) hat auf gesetzmäßige Zusammenhänge zwischen Schallgeschwindigkeit und der chemischen Konstitution organischer Flüssigkeiten hingewiesen. So ist z.B. die Schallgeschwindigkeit in aromatischen Verbindungen höher, als in aliphatischen, auch wächst sie mit der Moleküllänge.

Nach einer von M.R. RAO aufgestellten Beziehung gilt:

$$\sqrt[3]{c} = \text{const.} \cdot \frac{\rho}{M}$$

wobei  $\rho$  die Dichte und  $M$  das Molekulargewicht bedeuten.

Über den Zusammenhang der Schallgeschwindigkeit mit der chem. Konstitution hat W. SCHAAFS, ausgehend von der Van der Waalschen Zustandsgleichung

$$\left(P + \frac{a}{v^2}\right) \cdot (v - \rho) = R \cdot T$$

eingehende theoretische Untersuchungen angestellt, die

die Raosche Formel atomistisch deuten und eine Berechnung der Schallgeschwindigkeit aus den chemischen Daten, insbesondere dem Molekulargewicht und dem Molekülvolumen pro Mol, ermöglichen.

Wenn man also davon ausgeht, daß Schalleitung auf molekularer Basis vor sich geht, wird klar, daß prinzipiell auch im Verhältnis zur Wellenlänge kleine Strukturen die Schallgeschwindigkeit beeinflussen, wenn sie andere chemische Daten aufweisen, als das umgebende Medium. Es ist also prinzipiell falsch, die Faustregel, daß die Wellenlänge nicht größer sein darf, als die 10fache Größe der noch zu ortenden Struktur (10, S. 117) auf das Durchschallungsverfahren zu übertragen. Dennoch kann man sich rein mechanistisch klarmachen, daß kleine Strukturen, die in größeren eingebettet sind, welche von großen Verdichtungs- und Verdünnungssprüngen hin- und hergerissen werden, sich selbst mit diesen Strukturen aufgrund ihrer geringen trägen Masse mit hin- und herbewegen, ihren Einfluß auf das Gesamtgeschehen verlieren oder zumindest verringern können. Auch in dieser Hinsicht ist deshalb zu fordern, daß die Wellenlänge möglichst klein gehalten wird.

Bei kleinen Strukturen innerhalb des Strahlungsfeldes treten eine Reihe weiterer Faktoren auf, die einer exakten Registrierung im Wege stehen und sich auf die geometrische Optik ebenso beziehen, wie auf die Wellenstruktur. Als einer der wichtigsten sei hier nur die Erscheinung der Interferenz erwähnt, die vorhin schon angesprochen wurde.

Minima und Maxima treten innerhalb des sog. Nahfeldes auf:

$$N = \frac{D^2}{4 \cdot \lambda}$$

N wird als Nahfeldlänge bezeichnet, der Abstandsbereich von 0 bis N als Nahfeld

Bei den oben angegebenen Bedingungen ergibt sich, daß für das gesamte Meßfeld mit Interferenzerscheinungen gerechnet werden muß (vgl. Abschn. 8).

Weitere Faktoren, deren Diskussion jedoch unterbleiben kann, wären etwa die Frage evtl. auftretender Kavitation, Wärmeentwicklung, stehender Wellen usw.

## RESÜMEE

Die vorgestellten Ausführungen führen zu dem Schluß, daß die Ultraschall-Laufzeitmessung für die Registrierung des Muskeltonus ungeeignet ist.

Wie ausgeführt, bestehen Schwierigkeiten sowohl technischer als auch grundsätzlich morphologisch-anatomischer, physiologischer und physikalischer Natur, die eine Tonusmessung auf diese Art unmöglich machen.

Die Hauptargumente gegen eine Ultraschall-Laufzeitmessung seien hier noch einmal kurz zusammengestellt:

1. Die Anteile kontraktiler Proteine, die für eine US-Messung relevant wären, ist zu gering.
2. Die Aktivierung dieser Proteine während einer Kontraktion erfolgt nicht synchron und nicht kontinuierlich genug.
3. Der Zeitpunkt des Eintreffens des Empfangssignals, d.h. die Laufzeit ist in weitaus höherem Maße von exogenen Faktoren abhängig, als es ein unterstellter Einfluß der durch die Kontraktion ausgelösten biochemisch-mechanischen Vorgänge im Muskel bewirken könnte.
4. Es tritt im Gegenteil durch die Kontraktion kein Effekt auf, der die Laufzeit eines Ultraschallsignals beeinflussen kann.

5. Weder eine Volumen-, Dichte-, Elastizitätsmodul- bzw. Kompressionsmoduländerung, noch eine wesentliche Änderung der chemischen Eigenschaften in molekularer Hinsicht ist zu erwarten, die eine Änderung der Laufzeit hervorrufen könnte.
6. Selbst unterstellt, eine derartige Änderung träte tatsächlich auf, wäre ihre Registrierung mit der Ultraschalltechnik nur mit erheblichem Aufwand möglich; im übrigen ist die Diskussion dieser Frage müßig.

Diese Überlegungen wurden voll durch den praktischen Versuch mit unserer Meßapparatur bestätigt.

Zur Verdeutlichung der erhaltenen Meßergebnisse und Verifizierung eventueller systematischer Fehler in Ankoppeleinheit und Dickenkompensationsschaltung wurden abschließend zwei Grenzwertmessungen durchgeführt, eine bei vollkommen entspanntem Muskel und eine bei maximaler Anspannung. Dazu wurde aus Stahlprofilen ein Meßbock gefertigt, in den zwei Ultraschall-Wandlerköpfe in zueinander justierbarem Abstand montiert wurden.

Die Köpfe wurden mit Hautöl als Koppelmittel beschickt und der gesamte Bock in situ gebracht. Mit der Justierschraube wurden die Köpfe auf dem entspannten Muskel des Probanden in Hautkontakt gebracht und eine Laufzeitmessung durchgeführt. Die Abbildungen der Ziffer 32 zeigen diese Vorrichtung auch in situ. Die Abbildungen 33a und 33b zeigen

Oszillogramm und Intervallmessungsanzeige beim entspannten Muskel. Diese entsprechen auch den Ergebnissen mit der Ankoppeleinheit nach Abb. 27a - i unter Berücksichtigung der Vorlaufstrecken.

Anschließend wurde der Proband aufgefordert, den Muskel maximal zu kontrahieren und in dieser Stellung zu verharren. Dies ergab, wie in den Abbildungen 34a und 34b zu sehen ist zwar keine erkennbare Abstandsänderung von Sende- und Empfangsimpuls - der wesentlich empfindlichere Zähler registrierte jedoch eine Erhöhung der Laufzeit - wogegen aufgrund der "Elastizitätsmoduländerung" allenfalls eine verringerte Laufzeit erhofft wurde. (Daß dies ebensowenig zu erwarten war, wurde bereits ausführlich erörtert). Eine genaue Untersuchung dieses Phänomens ergab, daß sich - mit bloßem Auge nicht erkennbar - der Meßbock aufgrund des Anpreßdrucks durch die Kontraktion geringfügig verbogen hatte. Dadurch bewegten sich die beiden Köpfe zwar minim, aber doch durch den Zähler registrierbar, auseinander, wodurch sich eine geringfügig längere Laufstrecke und damit ein etwas erhöhter Laufzeitwert ergab.

In einer weiteren Testreihe wurde der Meßbock zusätzlich durch zwei massive Schraubzwingen (Abbildungen 35) stabilisiert, wodurch der beschriebene Effekt dann ausblieb. Die weiteren Messungen ergaben keinen signifikanten Unterschied mehr zwischen entspanntem und kontrahiertem Zustand. Die minimale Zählerabweichung ist lediglich durch die durch den erhöhten Anpreßdruck bewirkte Veränderung des Koppelfaktors bedingt. Diese abschließenden Messungen sind in den Abb. 36a und 36b dokumentiert.

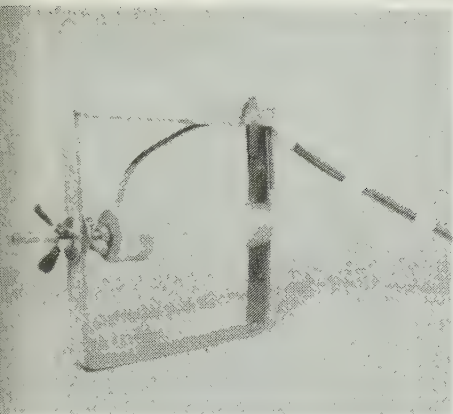


Abb. 32a



Abb. 32b

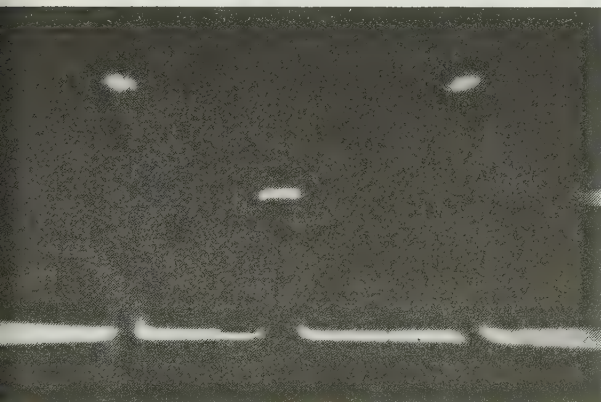


Abb. 33a

Abb. 33b

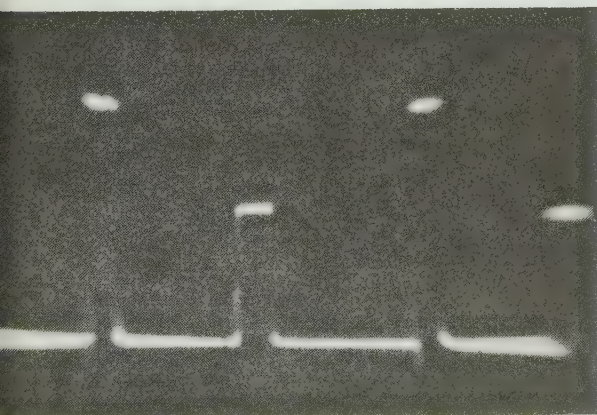
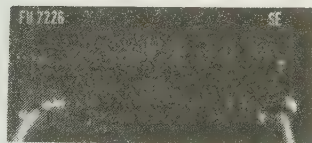


Abb. 34a

Abb. 34b

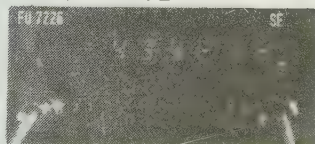


Abb. 35a



Abb. 35b

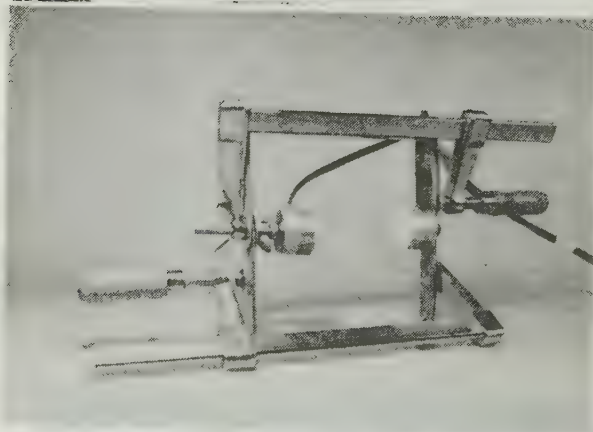


Abb. 35c



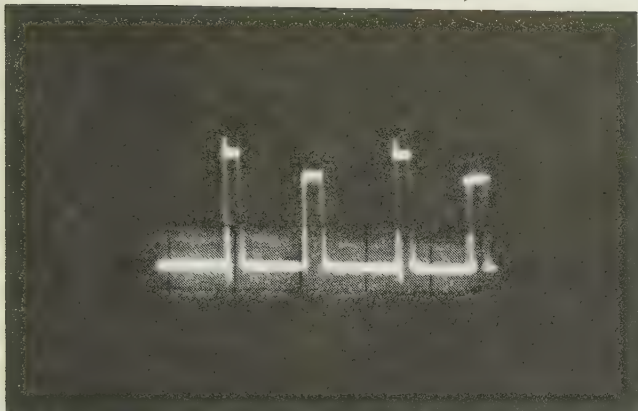


Abb. 36a/1

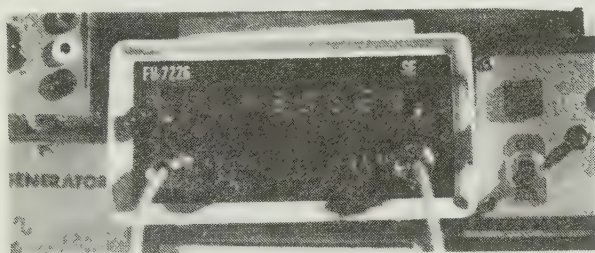


Abb. 36a/2

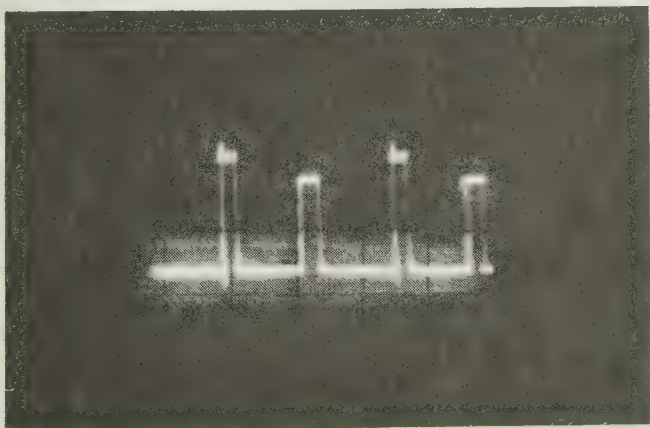


Abb. 36b/1

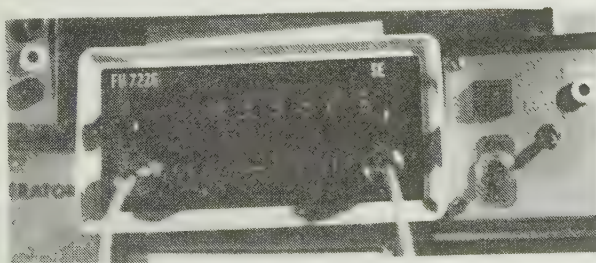


Abb. 36b/2

### AUSBLICK

Nach wie vor ist die Messung des Muskeltonus unbefriedigend gelöst und es ist legitim, nach neuen Möglichkeiten zu suchen.

Die Forderungen der Abschnitte 2 - 4 bleiben davon unberührt. Wir nehmen an, daß es am effektivsten wäre, die hervorstechenste Eigenschaft des aktivierten Muskels, nämlich die Änderung seiner "Gesamtstrukturfestigkeit", für die Tonusmessung zu registrieren und schlagen vor, die Methode der Strukturresonanzmessung, die erfolgreich bereits in der Werkstoffprüfung angewandt wird (13,45), heranzuziehen, um über die fortlaufende Registrierung der Änderung dieser Gesamtstrukturfestigkeit zu versuchen, verifizierbare Aussagen über den Muskeltonus zu erhalten.

LITERATUR

1. BERGMANN L. : Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik, S. Hirzel Verlag Stuttgart 1949 (29)
2. BRECHT K. : Muskelphysiologie in: Kurzgefasstes Lehrbuch der Physiologie, Hrsg. W.D. Keidel, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage 1979 (5)
3. BUDDECKE E. : Grundriß der Biochemie, Verlag Walter de Gruyter, Berlin 1977 (23)
4. CORSEPIUS H.W. : Ultraschall-Prüftechnik für die Praktiker in: Zeitschrift messen + prüfen/automatik, Juli/August 1977 bis Dezember 1980 (11)
5. DAVID E. : Ist der Muskeltonus meßbar in: Tagungsbericht Internationales Symposium, Neue Aspekte in der Leistungsmedizin, Graz 1980, S. 214 ff (55)
6. DAVID E. : Spinale Motorik in: Die infantilen Zerebralpareesen, Neurophysiologische Grundlagen Herausg. Harald Thom, Thieme Verlag, S. 1 ff (56)
7. FLÜGGE S. : Handbuch der Physik Bd. 11 Akustik, Springer Verlag Berlin-Göttingen-Heidelberg 1961 (19)
8. FRAUENFELDER P., HUBER P. : Einführung in die Physik, Bd. 3, Ernst Reinhardt Verlag, München-Basel 1958 (16)
9. FRIELINGHAUS R., KOPPELMANN J. : Genaue Schallschwächungsmessungen mit handelsüblichen US-Prüfgeräten in: Materialprüf. 6, 337-342, 1964 (44)
10. GANOG W.F. : Lehrbuch der Medizinischen Physiologie, 2. neubearbeitete Auflage, Springer Verlag Berlin 1974 (27)
11. GOBRECHT H. : Mechanik, Akustik, Wärme in: Lehrbuch der Experimentalphysik Bd. 1, Hrsg. L. Bergmann, C. Schäfer, Verlag Walter de Gruyter, Berlin-New York 1974 (14)
12. GORDON D. : Ultrasound as a diagnostic and surgical tool, Livingstone-Verlag, Edinburgh-London 1964 (41)
13. GRABER G. : Parafunktionen - psychische Aspekte in: Der Zahnarzt, Dez. 1980, S. 618 - 628, Verlag Zahnärztlich-medizinisches Schrifttum, München 1980 (26)

14. HAASE J. et alii : Sensomotorik in: Physiologie des Menschen Bd. 14, Verlag Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1976 (3)
15. HASSELBACH W., KRAMER K. : Muskel in: Physiologie des Menschen Bd. 4, 2. Aufl. Hrsg. O.H. Gauer, K. Kramer, R. Jung, Verlag Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1975 (1)
16. HIRSCHMANN D. : Operationsverstärker-Anwendung, Franzis-Verlag München 1981 (47)
17. HOFFMANN-AXTHELM : Lexikon der Zahnmedizin, Buch und Zeitschriftenverlag "Die Quintessenz", Berlin 1978 (2)
18. HOFMANN E. : Funktionelle Biochemie des Menschen Bd. 1 und 2, Verlag Friedr. Vieweg & Sohn, Braunschweig-Wiesbaden 1979 (25)
19. HOFMANN M. : Totale Prothesen nach dem All-Oral-Verfahren, Verlag Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1978 (6)
20. HOPF H.C., SCHALTENBRAND G. : Myographie in: G. Schaltenbrand, Spezielle neurologische Untersuchungsmethoden, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1968 (32)
21. HUXLEY H.E. : Electronmicroscope studies on the structure of natural and syntetic protein filaments from striated muscle, J. molec. Biol. 7, 281-308, 1963 (33)
22. JERUSALEM F. : Muskelerkrankungen, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1979 (22)
23. KAHLE W. et alii : Taschenatlas der Anatomie, Deutscher Taschenbuchverlag, München und Thieme, Stuttgart 1977 (8)
24. KASPAREC F. : Frequenzmeßadapter für Multimeter in: Elektor Zeitschrift für Elektronik Nr. 102/104, 1979 (51)
25. KEIDEL W.D. : Über eine neue Methode zur Registrierung der Volumenänderung des Herzens am Menschen in: Der Ultraschall in der Medizin Bd. 1, Hrsg. K. Woeber, S. Hinzl Verlag, Stuttgart 1950 und Zeitschrift für Kreislauf, 39, 1950 S. 257 (30)

26. KEIDEL W.D. : Diagnostische Anwendungsmöglichkeiten des Ultraschalls in der physiologischen Methodik in Nuovo Ann. 7, 610, 1950 (31)
27. KEIDEL W.D. : Über die Verwendung des Ultraschalls in der klinischen Diagnostik in: Ärztliche Forschung Bd. 1, S. 350, 1948 (38)
28. KEIDEL W.D. : Institut für Physiologie und Biokybernetik der Friedrich-Alexander-Universität: Anleitung zu den physiologischen Übungen, 5. Auflage, Erlangen 1978 (59)
29. KICKERT H. : Über die Ausbreitung von Ultraschall in Luft in: Forschungsberichte des Wirtschafts- und Verkehrsministeriums Nordrhein-Westfalen Nr. 318, Westdeutscher Verlag, Köln-Opladen 1957 (28)
30. KIND G. : Die Muskeltonusmessung mit Hilfe der Ultraschall-Laufzeit im Vergleich zur Veränderung der Ruhe-Dehnungs-Kurve in Erfassung mit mechanischen Mitteln und der Impedanz, Dissertation 1983 (57)
31. KOEPPEN S. : Die Anwendung des Ultraschalls in der Medizin, Hippokrates Verlag Marquardt und Co., Stuttgart 1951 (53)
32. KOTTAS H. : Über Messungen der dynamischen Konstanten von Baustoffen und anderen Festkörpern nach dem Resonanzverfahren in: Wissenschaftliche Zeitschrift der Hochschule für Bauwesen, 163/167, Leipzig 1963 (45)
33. KRAINER E. : Messung der US-Schwächung als Mittel zur Qualitätskontrolle bei Stahl- und Stahlgußwerkstücken in Materialprüf. 4, 463-469, 1962 (43)
34. KRAUTKRÄMER J. : Fehlergrößenermittlung mit Ultraschall in: Arch. Eisenhüttenwesen 30, 693-703, 1959 (42)
35. KUCHLING H. : Physik - Formeln und Gesetze, Buch und Zeit-Verlagsgesellschaft mgH, Köln 1975 (47)
36. LAARSE D. VAN DER, OOSTERVELD W.J. : Muscular Tonus Measurements, Medicine and Sport, vol. 6: Biomechanics II, pp. 308-315, 1971 (34)

37. LEHFELD W. : Ultraschall, Vogel-Verlag Würzburg 1973 (10)
38. LESH P. : Digitaler Herzschlagmonitor in: Elektor Zeitschrift für Elektronik Nr. 103/104, 1979 (60)
39. LINDGREN N. : Recent device Developments: Ultrasonics, Plasma-Jet, Fiberoptics, Scanning Thermometry, Liquid Crystals, Magnets and "Quack" Devices, Abschn. Ultrasonics in: Medical Engineering Year Book pp. 1054-1062, Medical Publisher Inc., Chicago 1974 (54)
40. LINDNER H. : Physik für Ingenieure, VEB Fachbuchverlag, Leipzig 1970 (46)
41. LUEGER : Lexikon der Technik Bd. 3: Werkstoffe und Werkstoffprüfung, Hrsg. K. Wellinger mit E. Krägeloh, Deutsche Verlagsanstalt Stuttgart 1961 (15)
42. NÜHRMANN D. : Werkbuch Elektronik, Franzis Verlag, München 1981 (50)
43. OLESEN H.P., RANDALL R.B., KLEMKE I. : Strukturresonanzen-Mechanische Impedanz-Komplexer Elastizitätsmodul in: Zeitschrift messen + prüfen/automatik, Januar/Februar 1980 bis Dezember 1980 (13)
44. RAPOFORT S.M. : Medizinische Biochemie, VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin 1977 (24)
45. REICHEL H., A. BLEICHERT : Medizinische Physiologie, Bd. 1-3, F.K. Schattauer Verlag Stuttgart-New York 1980 (17)
46. ROVERSI G.D. et alii : Untersuchungen des foetalen Herzschlages mittels des US-Doppler-Effektes in Ultrasonics 10, 114-117, 1972 (39)
47. SCHIEFER W., KATZNER E. : Klinische Echoencephalografie, Springer-Verlag, Berlin 1967 (40)
48. SCHMIDT R.F., THEWS G. : Physiologie des Menschen, Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-New York 1980 (20)
49. SCHUBERT E. : Physiologie des Menschen, VEB Gustav Fischer Verlag, Jena 1975 (18)

50. SCHÜTZ E., CASPERS H., SPECKMANN E. : Physiologie, Verlag Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1978 (21)
51. SEGAL B.L., KINGSLEY B. : Cardiovascular ultrasonography in: Medical Physics Series, Academic Press, London-New York-San Francisco 1977 (9)
52. SILBERNAGL S., DESPOPOULOS A. : dtv-Atlas der Physiologie, Deutscher Taschenbuch Verlag München 1979 (4)
53. SLAWUZKI J.L., BOROSDINA A.A. : Die elektrische Aktivität der Oberschenkelmuskeln beim Gehen in: Beitrag der 7. wiss. Konf. über Fragen d. Morphol., Physiol. und Biochemie der Muskeltätigkeit, Moskau 1962, zit. nach Person (52)
54. TRENDELENBURG F. : Akustik, 3. Auflage Springer-Verlag Berlin-Göttingen-Heidelberg 1961 (12)
55. VERTES L. : Neuer Apparat zur Registrierung der Funktion der quergestreiften Muskulatur in: Chirurg 44, 140-141, Springer-Verlag Berlin 1973 (35)
56. VERTES L. : Myotonographie, routinemäßige Registrierung der Muskeltonusveränderungen, Medizinal-Markt, Acta Medicotechnika, 19. Jahrg. Nr. 5, 1971 (36)
57. VOSS H., HERRLINGER R. : Taschenbuch der Anatomie, 15. Auflage, Gustav Fischer Verlag Stuttgart, 1975 (58)
58. WILKIE D.R. : Facts and theories about muscle, Progr. Biophys. 10, 259-324, 1954 (7)
59. WIRSUM S. : Experimente mit digitalen Schaltgliedern, Franzis-Verlag München 1980 (49)
60. WYSSOTSCHIN W. : Die Polymyographie - eine Methode zur Untersuchung des Funktionszustands des neuromuskulären Systems bei Sportlern in: Originalien Allgemeine Sportmedizin, Medizin und Sport 19, Heft 12, 1979 (37)

ANHANG

WERTETABELLEN ZU ABB. 16 und Abb. 18b

| $\alpha$ in [°] | wirks.<br>Hebelarm<br>prim.<br>$l_1$ in cm | M prim.<br>für<br>$F_1 = 1 \text{ kp}$<br>M kpm<br>Kurve 1 | wirks.<br>Hebelarm<br>sekund.<br>$l_2$ in cm | F sek.<br>$F = \frac{M \text{ pr.}}{l_2}$<br>F in kp<br>Kurve 2 | Hubhöhe<br>in cm<br>$h_1 + h_2$ | Hubarbeit<br>$W_{\text{ges.}}$ in k<br>$m_1 = 1 \text{ kg}$<br>$m_2 = 2,210$<br>$W = mgh_{\text{ges}}$ |
|-----------------|--------------------------------------------|------------------------------------------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|---------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 0               | 0                                          | 0                                                          | 2,10                                         | 0                                                               | 0                               | 0                                                                                                      |
| 10              | 4,50                                       | 0,0450                                                     | 3,10                                         | 1,45                                                            | 0,83                            | 0,02660                                                                                                |
| 20              | 8,50                                       | 0,0850                                                     | 4,05                                         | 2,10                                                            | 1,90                            | 0,06100                                                                                                |
| 30              | 12,00                                      | 0,1200                                                     | 4,95                                         | 2,42                                                            | 4,16                            | 0,13350                                                                                                |
| 40              | 15,00                                      | 0,1500                                                     | 5,75                                         | 2,60                                                            | 6,10                            | 0,19580                                                                                                |
| 50              | 17,50                                      | 0,1750                                                     | 6,50                                         | 2,69                                                            | 9,03                            | 0,28990                                                                                                |
| 60              | 19,00                                      | 0,1900                                                     | 7,15                                         | 2,65                                                            | 12,46                           | 0,40000                                                                                                |
| 70              | 19,75                                      | 0,1975                                                     | 7,60                                         | 2,60                                                            | 15,41                           | 0,49470                                                                                                |
| 80              | 19,85                                      | 0,1985                                                     | 7,85                                         | 2,53                                                            | 18,89                           | 0,60640                                                                                                |
| 90              | 19,75                                      | 0,1975                                                     | 8,00                                         | 2,47                                                            | 22,41                           | 0,71940                                                                                                |
| 100             | 18,75                                      | 0,1875                                                     | 7,85                                         | 2,39                                                            | 25,46                           | 0,81580                                                                                                |
| 110             | 17,50                                      | 0,1750                                                     | 7,45                                         | 2,35                                                            | 28,99                           | 0,93071                                                                                                |
| 120             | 15,50                                      | 0,1550                                                     | 6,70                                         | 2,31                                                            | 32,06                           | 1,02925                                                                                                |
| 130             | 13,50                                      | 0,1350                                                     | 5,50                                         | 2,45                                                            | 34,66                           | 1,11270                                                                                                |
| 140             | 11,00                                      | 0,1100                                                     | 4,00                                         | 2,75                                                            | 37,26                           | 1,19620                                                                                                |

WERTETABELLE FÜR KOMPENSATIONSEINRICHTUNG ZU ABB. 16

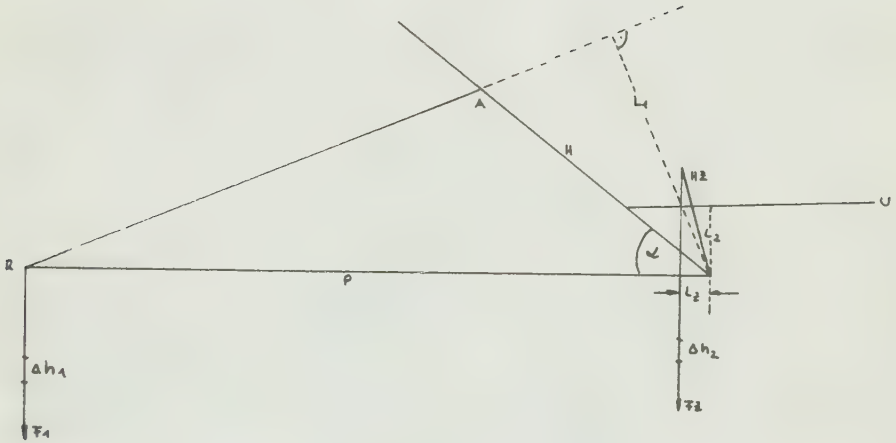
| $\Delta \sigma_{\text{ein}} [^\circ]$ | M prim.<br>für<br>F sek.=<br>2,5 kp<br>const.<br>kpcm | Kompen-<br>sations-<br>moment f.<br>ideale<br>2,5 kp<br>kpcm | Kompen-<br>sations-<br>mom. bei<br>FZ =<br>2,2105 kp<br>kpcm | M sek.<br>kompens.<br>kpcm | F sek.<br>kompens.<br>kp |
|---------------------------------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|----------------------------|--------------------------|
| 0                                     | 5,25                                                  | +5,25                                                        | +5,25                                                        | 5,25                       | 2,50                     |
| 10                                    | 7,75                                                  | +3,25                                                        | +3,64                                                        | 8,14                       | 2,62                     |
| 20                                    | 10,12                                                 | +1,62                                                        | +2,10                                                        | 10,60                      | 2,58                     |
| 30                                    | 12,37                                                 | +0,37                                                        | +0,33                                                        | 12,33                      | 2,49                     |
| 40                                    | 14,37                                                 | -0,63                                                        | -0,99                                                        | 14,03                      | 2,46                     |
| 50                                    | 16,25                                                 | -1,25                                                        | -0,84                                                        | 16,66                      | 2,56                     |
| 60                                    | 17,87                                                 | -1,13                                                        | -0,66                                                        | 18,34                      | 2,56                     |
| 70                                    | 19,00                                                 | -0,75                                                        | -0,39                                                        | 19,36                      | 2,55                     |
| 80                                    | 19,62                                                 | -0,23                                                        | -0,05                                                        | 19,80                      | 2,52                     |
| 90                                    | 20,00                                                 | +0,25                                                        | +0,22                                                        | 19,97                      | 2,50                     |
| 100                                   | 19,62                                                 | +0,87                                                        | +0,66                                                        | 19,41                      | 2,47                     |
| 110                                   | 18,82                                                 | +1,12                                                        | +0,88                                                        | 18,38                      | 2,47                     |
| 120                                   | 16,75                                                 | +1,25                                                        | +1,21                                                        | 16,71                      | 2,49                     |
| 130                                   | 13,75                                                 | +0,25                                                        | +1,40                                                        | 14,90                      | 2,70                     |
| 140                                   | 10,00                                                 | -1,00                                                        | +1,54                                                        | 12,54                      | 3,13                     |

WERTETABELLE ZU ABB.18c

Federkonstante  $D = 20 \text{ kp/m}$

| $\alpha$ in $^\circ$ | $l$ in cm<br>( $\hat{=}$ $h_1$ ) | $F_1 = D l$<br>$D$ in $\text{kp/cm}$<br>$l$ in cm<br>$F$ in $\text{kp}$ | $M_p = F_1 l_1$<br>$M$ in $\text{kpcm}$ | $F_{\text{sekund.}}$<br>$M / l_2$<br>$F$ in $\text{kp}$ |
|----------------------|----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| 0                    | 0                                | 0                                                                       | 0                                       | 0                                                       |
| 10                   | 0,5                              | 0,1                                                                     | 0,45                                    | 0,15                                                    |
| 20                   | 1,5                              | 0,3                                                                     | 2,55                                    | 0,63                                                    |
| 30                   | 3,5                              | 0,7                                                                     | 8,40                                    | 1,70                                                    |
| 40                   | 5,5                              | 1,1                                                                     | 16,50                                   | 2,87                                                    |
| 50                   | 8,5                              | 1,7                                                                     | 29,75                                   | 4,58                                                    |
| 60                   | 12,0                             | 2,4                                                                     | 45,60                                   | 6,38                                                    |
| 70                   | 15,0                             | 3,0                                                                     | 59,25                                   | 7,80                                                    |
| 80                   | 18,5                             | 3,7                                                                     | 73,45                                   | 9,41                                                    |
| 90                   | 22,0                             | 4,4                                                                     | 86,90                                   | 10,86                                                   |
| 100                  | 25,0                             | 5,0                                                                     | 93,75                                   | 11,94                                                   |
| 110                  | 28,5                             | 5,7                                                                     | 99,75                                   | 13,38                                                   |
| 120                  | 31,5                             | 6,3                                                                     | 97,65                                   | 14,57                                                   |
| 130                  | 34,0                             | 6,8                                                                     | 91,80                                   | 16,69                                                   |
| 140                  | 36,5                             | 7,3                                                                     | 80,30                                   | 20,10                                                   |

FORMELN ZU ABB. 16, 18b UND 18c



$$M_{\text{prim.}} = F_1 l_1 \longrightarrow F_{\text{sek.}} = \frac{M_{\text{prim.}}}{l_2}$$

$$F_{\text{sek.} 2.5 \text{kp}} = \frac{M_{\text{prim.}}}{l_2} \longrightarrow M_{\text{prim. f.}} F_{\text{sek.} = 2.5 \text{kp}} = F_{2.5 \text{kp}} \cdot l_2$$

$$M_Z = M_{\text{sek} 2,5} - M_{\text{prim.}} \longrightarrow F_{\text{sek. komp.}} = \frac{M_{\text{komp.}}}{l_2}$$

$$W_{\text{Hub}} = mgh = (F_1 + F_Z)(h_1 + h_2)$$

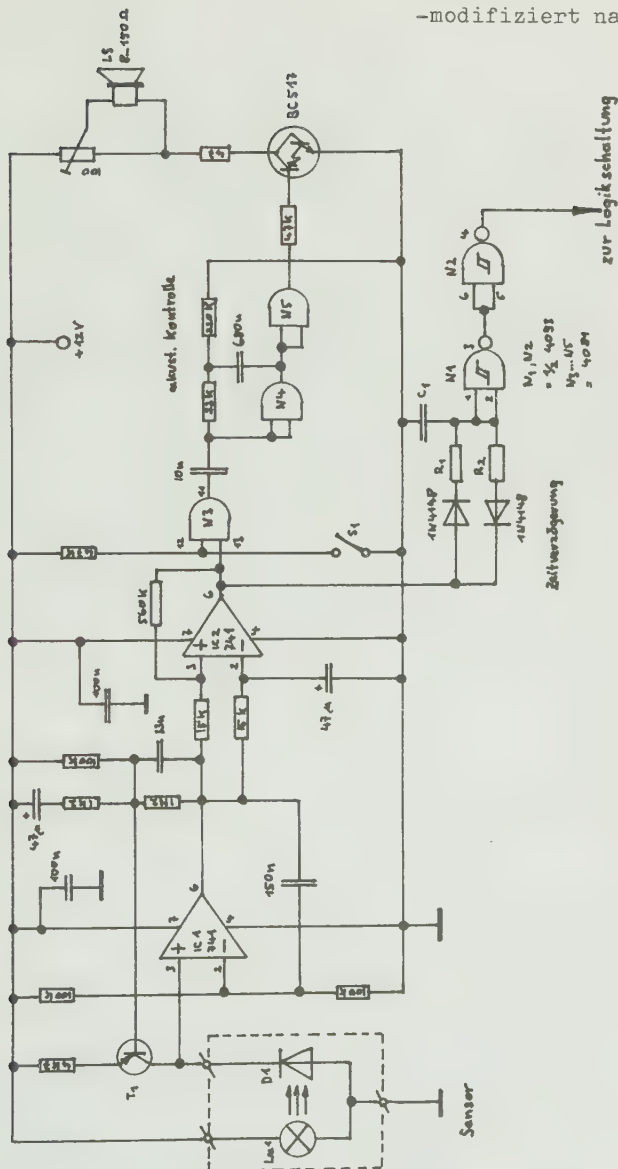
$$F_{\text{Feder}} = D \Delta l ; F_1 \text{ Fed. } D \cdot \Delta h_1 \longrightarrow M_{\text{prim.}} = F_1 \text{ Fed. } \cdot l_1$$

$$F_{\text{sek. Feder}} = \frac{M_{\text{prim.}}}{l_2}$$



Schaltung zur Puls-  
registrierung und  
-verarbeitung

-modifiziert nach (60)-



An dieser Stelle möchte ich allen sehr herzlich danken,  
die an der Fertigstellung der Arbeit mitgewirkt haben.

Ganz besonders Herrn Prof. Dr. med. W.D. Keidel für die  
großzügige Bereitstellung eines Arbeitsplatzes an seinem  
Institut, Herrn Prof. Dr. med. E. David für die Überlas-  
sung des Themas, Literatur und wertvolle Anregungen sowie  
kritische Durchsicht des Manuskriptes.

Nicht zuletzt danke ich dem Inhaber der Münchener Firma  
advanced electronic machines GmbH, Herrn Hünsberg, für  
die bereitwillige Überlassung von wertvollen Meßgeräten  
und vor allem auch meiner Frau Sibylle für die tatkräftige  
Unterstützung bei den Schreibarbeiten und für das mir ent-  
gegengebrachte Verständnis in der Zeit des Experimentierens  
auf das herzlichste.

## LEBENS LAUF

Am 10.8.1952 wurde ich als Sohn des Verwaltungsangestellten Karl Fröhner und seiner Ehefrau Theresia in Nördlingen geboren.

Nach 5-jähriger Volksschulzeit Übertritt auf die Oberrealschule Nördlingen, dann nach drei Jahren Wechsel an die Realschule Hl. Kreuz in Donauwörth, die ich 1969 mit Erlangung der Mittleren Reife verließ. Von Sept. 69 bis Febr. 1973 Absolvierung einer 3 1/2-jährigen Lehre, die ich mit dem Erwerb des Gesellenbriefes für das Radio- u. Fernsehtechnikerhandwerkes beendete. Nach 6-monatiger Berufsausübung besuchte ich den Vorbereitungskurs zur Erlangung der Fachhochschulreife in Aalen und erhielt im Juli 1974 die Fachhochschulreife für das Land Baden-Württemberg.

Danach Umzug nach München und Besuch der dortigen Berufsoberschule für Technik und Gewerbe. 1976 Erlangung des fachgebundenen Abiturs und nach Ablegung einer Zusatzprüfung im Fach Latein 1977 Erwerb der allgemeinen Hochschulreife.

Nach zwischenzeitlichen Tätigkeiten als Elektroniker und anderen Berufen zur Finanzierung meiner Ausbildung, nahm ich mit Beginn des Sommersemesters 1978 das Studium der Zahnmedizin an der Universität Erlangen-Nürnberg auf.

Dieses Studium beendete ich durch Ablegung des Staatsexamens während des Sommersemesters 1983.

Norbert Fröhner





**Copy - Center 2000**  
852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30  
Tel. 09131-26197